

Probleme der intravenösen Infusionstechnik

von
Klaus Strackharn
aus
Berlin

1972
—

1972 № 191



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41548610_0012

Aus der Abteilung für Anaesthesiologie
an der Chirurgischen Klinik
der Universität Erlangen-Nürnberg
Vorstand: Professor Dr. med. E. Rügheimer

Probleme der intravenösen Infusionstechnik

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde
der Hohen Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen-Nürnberg

vorgelegt
von
Klaus Strackharn
aus
Berlin

Gedruckt mit Erlaubnis der Medizinischen Fakultät
der Universität Erlangen-Nürnberg

Probleme der intravenösen Infusionstechnik



Dekan: Professor Dr. med. G. Koch

Referent: Professor Dr. med. E. Rügheimer

Tag der mündlichen Prüfung: 2. 2. 1972

INHALTSVERZEICHNIS

	Seite
Einleitung	1
Allgemeiner Teil	2
Meinungsumfrage zu Problemen der Infusionstechnik und ihre Ergebnisse	2
Zusammenfassung	11
Allgemeine Vorbemerkungen zur Infusionstechnik	14
Teil I	
Das einfache Infusionssystem für Schwerkraftinfusionen	
Übersicht	16
1. Infusionsträger	
1.1 Infusionsständer	17
1.2 Infusionsbügel ("Galgen")	18
1.3 Decken-Trägerschienen mit Bügelarm für die In- fusion	20
2. Flüssigkeitsvorratsbehälter	
2.1 Infusionsflaschen aus Glas	21
2.2 Infusionsflaschen aus Kunststoff (Plastik- flaschen)	21
2.3 Infusionsbeutel aus Kunststoff (Plastikbeutel)	23
3. Aufhängevorrichtungen für Infusionsflaschen	
3.1 Aufhängevorrichtungen zum mehrmaligen Gebrauch	24
3.2 Aufhängevorrichtungen zum einmaligen Gebrauch . Prüfung der Materialzugfestigkeit von Aufhänge- vorrichtungen für Infusionsflaschen	31
Unsachgemäße Handhabung von Infusionsflaschen .	33
4. Infusionsbesteck	
4.1 Infusionsgerät (Tropfenzählkammer)	37
Abhängigkeit des Tropfenvolumens vom Öffnungs- querschnitt des Einlaufstutzens	38
Bestimmung der Abweichung der Tropfenvolumina bei Tropfkammern gleichen Typs	41
Oberflächenspannung und Tropfenvolumen	42
Abhängigkeit des Tropfenvolumens von der Durch- flußgeschwindigkeit	47
Normierung des Einlaufstutzens von Infusionsge- räten	48
Untersuchungen zum Frequenzgang von Infusions- geräten	49
4.11 Einkammrige Systeme mit getrennter Belüftung ..	54
4.12 Einkammrige Systeme mit eingebauter Belüftung .	55
4.13 Zweikammrige Systeme	56
4.14 Varianten	56

	Der Einstechdorn von Infusionsgeräten	57
	Herstellung des Flüssigkeitsspiegels im Infusionsgerät	60
	Vorschlag zur automatischen Füllung starrwandiger Infusionsgeräte am Beispiel des Braun'schen Infusionsgerätes	61
	Die "vorbereitete" Infusion	62
	Die unbemerkt auslaufende Infusion	65
	Gasbläschen im Infusionsleitungssystem	66
4.10	Auslaufventile für Tropfkammern	68
4.100	Infusionsgeräte zur direkten Messung der Durchflußrate	71
4.2	Infusionsschlauch aus Kunststoff	81
	Schlauch-Theorie	84
	Untersuchungen über den Einfluß von Quellungsvorgängen im Schlauchmaterial auf die Konstanz der Tropfgeschwindigkeit	85
	Die Bläschenbildung im Schlauch	88
	Weichmacherentzug durch Infusionslösungen? ..	91
4.3	Mechanische Durchflußregler	
	Allgemeines	94
4.31	Schlauchklemme	95
4.32	Plattenschraubklemme	95
4.33	Rollenklemme	96
4.34	Kugelschraubklemme	97
4.35	Rollenklemme mit doppelt V-förmiger Kehlung .	100
	Die Kennlinien verschiedener mechanischer Durchflußregler	102
4.4	Latexschlauchstücke	105
	"Blasenfänger"	106
4.5	Kanülen-Anschlußstücke	108
4.6	Halteklauen	110
5.	Kanülen und Katheter	
5.1	Stahlkanülen	113
	Der intravenöse Zugang zum Anlegen einer Infusion	114
	Durchführung der Punktion	116
	Fixierung der Kanüle	116
5.2	Kunststoffkanülen	117
5.3	Venenkatheter	118

Teil II

Vena-Cava-Katheter

Definition und Aufgabe	121
Komplikationen	121
Pathophysiologische Gesichtspunkte der katheterinduzierten Thrombophlebitis	123
Einfluß des Kathetermaterials auf thrombotische Gefäßprozesse	126
Anatomische Aspekte der katheterbedingten Gefäßwandverletzungen	128

	Seite
Entzündliche Gefäßwandveränderungen als Folge des katheterbedingten Fremdkörperreizes	129
Katheterinduzierte Septikämien und ihre Prophylaxe	131
Maßnahmen zur Vermeidung von Katheter- und Luftembolien	133
Allgemein prophylaktische Maßnahmen zur Vermeidung von Komplikationen	133
Cava-Katheter und Venaesectio	135
Pilzinfektionen im Zusammenhang mit der Anwendung des Cava-Katheters	136
Indikationen zum Cava-Katheter	137
Zusammenfassung	139
Zentraler Venendruck (ZVD)	140
Meßmethode zur Ermittlung des ZVD	143
Der ZVD und seine Einordnung in die übrigen Kreislaufparameter	146
Peripherer Venendruck	147
Zusammenfassung	148

Teil III

Kompliziertere technische Apparaturen und Zusatzgeräte für die intravenöse Infusion

1. Drosselgeräte und Drosselvorsätze	150
Versuche zur Funktion der Geräte	152
2. Elektronische Dosierpumpen	
2.1 Kolbenpumpe	155
2.2 Elektromechanische Rollenpumpen	157
3. Elektronische Infusionsüberwachungsgeräte	
3.1 Elektronische Steuergeräte	160
3.2 Elektronisch geregelte Infusionsautomaten	
Allgemeines	162
Meßfühler	164
Stellglieder	166
3.21 Elektronisch geregelte Peristaltikpumpe	
IVAC 501	166
3.22 Infusionsautomat mit hydrostatischer Druckregelung	169
Inbetriebnahme des Gerätes	174
Zusammenfassung	176

Literaturverzeichnis	180
Bildquellennachweis	183

EINLEITUNG.

Die Infusionstherapie ist fester Bestand der gesamten konservativen und operativen Therapie. Allein in der Bundesrepublik werden pro Jahr ca. 20 Millionen Infusionsflaschen und 18 Millionen Infusionsgeräte verbraucht.

Voraussetzungen für eine erfolgreiche Infusionstherapie muß die Infusionstechnik schaffen. Umfangreiche Literatur über infusionstherapeutische Probleme steht einer sehr bescheidenen Anzahl von infusionstechnischen Veröffentlichungen gegenüber, was nicht zuletzt darauf zurückzuführen ist, daß die Impulse für den Fortschritt auf diesem Gebiet weitgehend von der Industrie ausgehen und daher das Schrifttum darüber mehr internen Charakter hat. Diese Entwicklung wurde dadurch gefördert, daß von medizinischer Seite das Problem fast ausschließlich als technisches und weniger als medizinisches betrachtet wurde. Es ist daher anzustreben, die mit der Infusionstechnik verknüpften Fragestellungen auf eine breitere Basis zu stellen und sie nicht nur Spezialkliniken und deren Abteilungen zu überlassen. Die vorliegende Arbeit will dazu einen Beitrag leisten.

ALLGEMEINER TEIL.

Meinungsumfrage zu Problemen der Infusionstechnik und ihre Ergebnisse.

In einer anonymen Umfrage bei den Intensivpflege- und Wachstationen aller Kliniken der bundesdeutschen Universitäten einschließlich Westberlins wurde versucht, die zur Zeit im Vordergrund stehenden Probleme der Infusionstechnik zu beleuchten.

Es wurden 66 Intensivpflege- und 56 Wachstationen angeschrieben. Insgesamt gingen 81 Antwortbögen ein, das sind 66,4 % der verschickten Fragebögen. Davon wurden 69 ausgewertet. Die restlichen 11 konnten nicht berücksichtigt werden, weil es sich dabei offensichtlich nur um Duplikate bereits ausgewerteter Bögen handelte. Es bleibt noch zu erwähnen, daß aufgrund der Anonymität nicht zu ersehen war, ob die eingegangenen Antworten jeweils nur eine oder mehrere Stationen im selben Hause repräsentierten. Es ist daher nicht ganz unwahrscheinlich, daß die Zahl der tatsächlich erfaßten Stationen etwas höher liegt, als der nominellen Zahl der Antwortbögen entspricht. Im einzelnen wurden folgende Fragen gestellt:

Fragen zur Infusionstechnik

(Zutreffendes bitte ankreuzen oder wo nötig Zahlen einsetzen)

- ☐ Stationsarzt
☐ Stationsschwester

1. Auf meiner Station werden bei einer Bettenzahl von pro Tag durchschnittlich
☐ bis zu 10 ☐ zwischen 15 und 20
☐ zwischen 10 und 15 ☐ mehr als 20
Infusionen i.v. verordnet und angelegt.
2. Während der intravenösen Dauertropfinfusion verbleibt nach Punktion der Vene in mehr als 50 % der Fälle
☐ eine einfache Stahlkanüle
☐ eine Flügelkanüle
☐ eine Plastikkanüle mit Griffplatte (z.B. Braunüle^R)
☐ ein Plastikkatheter von mehr als 5 cm Länge
3. Ein Vena cava-Katheter wird in etwa % aller Fälle verwendet.
4. Während einer intravenösen Dauertropfinfusion können gelegentlich Schwierigkeiten und Komplikationen auftreten, die eine vorübergehende Unterbrechung oder das Absetzen der Infusion erzwingen und deren Ursachen primär weder beim Patienten zu suchen noch mit der Infusionstherapie in Zusammenhang zu bringen sind. Davon wurden auf meiner Station beobachtet:
(bitte bei mehreren zutreffenden Antworten anstelle des Ankreuzens in der Reihenfolge der beobachteten Häufigkeit Zahlen 1, 2, 3 usw. einsetzen)
- a) Verschuß der Kanüle bzw. des Katheters durch
☐ Thromben
☐ Luftbläschen (aus dem Zuleitungsschlauch)
☐ unmittelbare Berührung der Kanülen- bzw. Katheteröffnung mit der Venenwand oder einer Venenklappe
☐ sonstiges

b) Obstruktion der Vene vermutlich infolge

- ☐ mechanischen Reizes der Venenwand durch Kanüle oder Katheter
- ☐ chemischer Reizung der Venenwand durch die Infusionsflüssigkeit
- ☐ toxischer Reizung durch eingewanderte Keime
- ☐ primäre Thrombosierung
- ☐ sonstiges

5. Bisweilen müssen im Rahmen einer Infusionstherapie Lösungen appliziert werden, die eine exakte Dosierung erforderlich machen. Auf meiner Station wurden

a) ☐ schon Fälle beobachtet, bei denen patientenseitige Komplikationen aufgetreten sind, deren Ursachen

- ☐ zweifelsfrei
- ☐ wahrscheinlich

auf nicht eingehaltene Dosierung zurückzuführen waren

b) ☐ keine solchen Fälle beobachtet.

c. Die in einem mittelbaren oder unmittelbaren Zusammenhang mit der Infusionstechnik stehenden Schwierigkeiten und Komplikationen (siehe Fragen 3-5) machen nach meiner Erfahrung rund

- ☐ 5 % ☐ 10 % ☐ 20 % ☐ mehr als 20 %

aller bisher aufgetretenen Infusionszwischenfälle aus.

7. Derartige Schwierigkeiten (siehe Fragen 3-6) werden sich auch in Zukunft sicher nicht ganz vermeiden lassen. Dennoch erlaubt ihre rasche Erkennung und Beseitigung häufig die Fortsetzung einer Infusion. Die Einführung von Geräten, die den gesamten Infusionsablauf einschließlich der Dosierung überwachen und auftretende Fehler rasch und zuverlässig anzeigen, halte ich für meine Station für

- ☐ nicht erforderlich
- ☐ bedingt brauchbar
- ☐ nützlich
- ☐ unbedingt erforderlich

Herzlichen Dank für Ihre Mitarbeit!

Die nachstehenden Abbildungen zeigen das Ergebnis der Umfrage tabellarisch und graphisch. Daraus wird folgendes ersichtlich:

1. Es besteht offenbar kein Zusammenhang zwischen der Zahl der täglich verordneten und angelegten Infusionen und der Kapazität der Stationen (Abb. 1 S. 7). Die Frage selbst hatte lediglich informatorische Bedeutung.
2. Die Verwendung von Plastikkanülen und Plastikkathetern zur intravenösen Dauertropfinfusion überwiegt bei weitem (Abb. 2 S. 9). Dies hat folgende Gründe:
 - a) Es handelt sich hierbei um Einmalgeräte, die wie das übrige Infusionsbesteck nach Gebrauch weggeworfen werden.
 - b) Die Gefahr von Verletzungen durch Perforation ist bei starren Nadeln ungleich größer.
 - c) Wegen der Biegsamkeit des Plastikmaterials können Katheter nahezu beliebiger Länge verwendet werden.
3. Der prozentuale Einsatz des Vena-Cava-Katheters schwankt außerordentlich (Abb. 3 S. 9). Das ist damit zu erklären, daß der Cava-Katheter wegen seiner Länge und Lokalisation in gewisser Weise eine Sonderstellung einnimmt. Denn mit zunehmender Länge eines Venenkatheters erhöht sich unter anderem die Gefahr der Gefäßperforation und die Verletzung perivaskulären Gewebes. Um die Vorteile der langen Katheter auszunützen, die vor allem in ihrer langen Liegezeit zu sehen sind, sollte der Katheter unter Röntgenkontrolle eingelegt und vorgeschoben werden. Das erfordert einen erhöhten technischen Aufwand und lange Erfahrung im Umgang mit dem Katheter. Trotzdem kommt es gelegentlich noch zu Komplikationen. Deshalb ist der Einsatz des Cava-Katheters einer strengen Indikationsstellung unterworfen und zumindest vorläufig noch schwerpunktmäßig den Spezialkliniken und ihren Abteilungen vorbehalten.

4. Die Frage nach den Ursachen des Verschlusses von Kanüle und Katheter während der intravenösen Dauertropfinfusion scheint ziemlich eindeutig beantwortet (Abb. 4 S. 10, Thromben 51 %). Während längerer Infusionen kommt es zur Bildung kleiner Gasbläschen (7 %) im Infusions-schlauch. Die gelegentlich noch diskutierte Frage, welche Bedeutung diesen Gasbläschen beizumessen ist, dürfte damit ebenso entschieden sein.
5. Die Ursachen für die Obstruktion der Vene werden erwartungsgemäß recht unterschiedlich beurteilt (Abb. 5 S. 10). Das zeigt die Vielschichtigkeit des Problems, das sicherlich nicht auf einen Nenner gebracht werden kann.
6. Die konstante Dosierung intravenöser Infusionen bereitet nach wie vor erhebliche Schwierigkeiten. Besonders in den unteren Grenzbereichen der Dosierung spielt die Konstanz der Durchflußmenge^{*)} eine sehr entscheidende Rolle. Die Umfrage bestätigt das, denn allein 43 % der Befragten führen Infusionszwischenfälle auf nicht eingehaltene Dosierung zurück (Abb. 6 S. 12). Dies bedeutet selbstverständlich nicht, daß mit solch hohem Prozentsatz bei jeder Infusion gerechnet werden muß. Dennoch, und das geht aus einigen zusätzlichen Anmerkungen zu Frage 5 hervor, sind zwei oder mehrere sicher beobachtete Fälle Grund genug, sich damit eingehend auseinander zu setzen.
7. Im selben Licht muß das Ergebnis der Frage 6 gesehen werden (Abb. 7 S. 12), wenn auch hier eine mögliche Überbe-

^{*)} Im Verlauf der vorliegenden Arbeit werden im Zusammenhang mit der Flüssigkeitsdosierung folgende Begriffe verwendet:

Durchflußmenge (pro Zeiteinheit) identisch mit:

Flüssigkeitsmenge/Zeiteinheit

Durchflußrate

Stromstärke

Durchflußgeschwindigkeit v = Strömungsgeschwindigkeit, bei konstantem Strömungsquerschnitt F proportional zur Stromstärke, sonst gilt: $V_1 \cdot F_1 = V_2 \cdot F_2 = \text{const.}$

Tropfgeschwindigkeit bzw. Tropffrequenz sind ein indirektes Maß für die Stromstärke, das vom Tropfen-volumen abhängt.

Maßeinheit der Stromstärke: ml/h

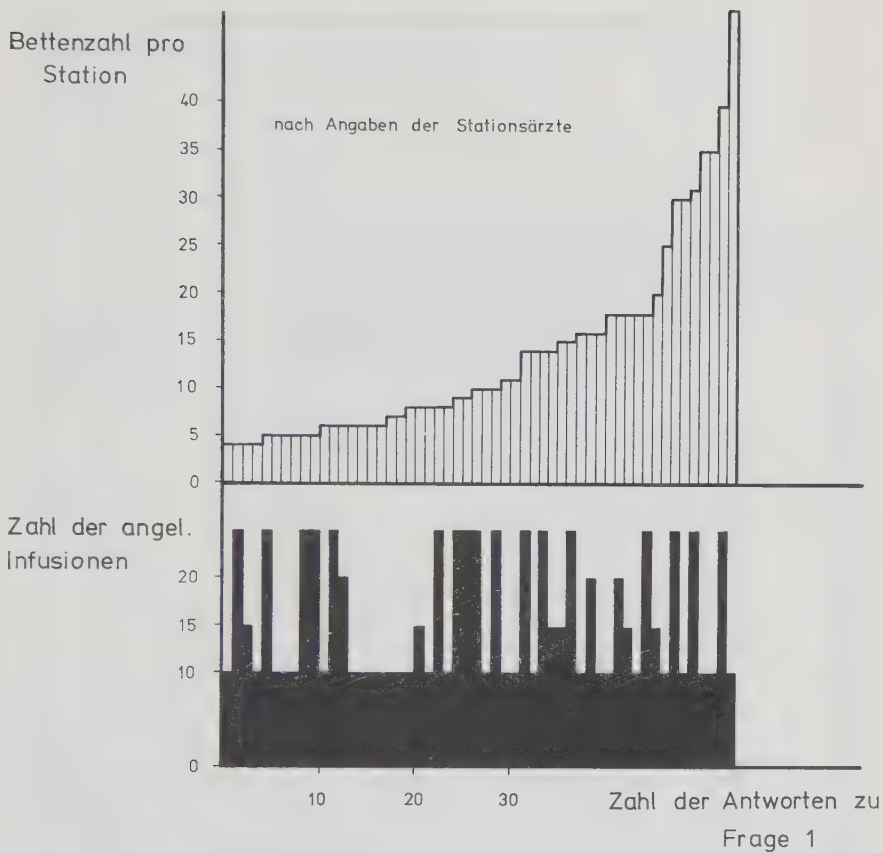


Abbildung 1

Tabellarische Übersicht der Auswertung der Fragen 2 bis 7

nicht beantwortet		beantwortet													
Frage 2		69	0	Stahlkanüle		Flügelkanüle		Braunüle		Plastikkatheter					
Infusionskanülen				2		3		40		24					
Frage 3				0%	5%	10%	20%	30%	40%	50%	60%	70%	80%	90%	100%
Cava-Katheter Einsatz		67	2	7	16	8	5	5	7	4	2	1	5	1	6
Frage 4a				Thromben			Berührung d. Venenwand			Gasbläschen			sonstige Ursachen		
Kanülenverschluss		60	9	1.	2.	3.			1.	2.	3.	3.	1.	2.	3.
				47	9	1			8	22	4	5	1	2	4 3 5
Frage 4b				mech. Reiz		chem. Reiz		tox. Reiz		prim. Thrombosierg.		sonstige Ursachen			
Venenobstruktion		62	7	1.	2.	3.	1.	2.	3.	1.	2.	3.	1.	2.	3.
				33	4	3	17	24	3	5	4	7	6	8	5
Frage 5				zweifelsfrei		wahrscheinlich		nicht beobachtet							
dosierungsbedingte Komplikat		67	2	14		15		38							
Frage 6				5%	10%	20%	mehr als 20%								
infusionstechnische Komplikat.		63	6	26	11	4	22								
Frage 7				nicht erforderlich		bedingt brauchbar		nützlich		unbedingt erforderlich					
Infusionsüberwachungsgerät		69	0	4		13		35		17					



Abbildung 2

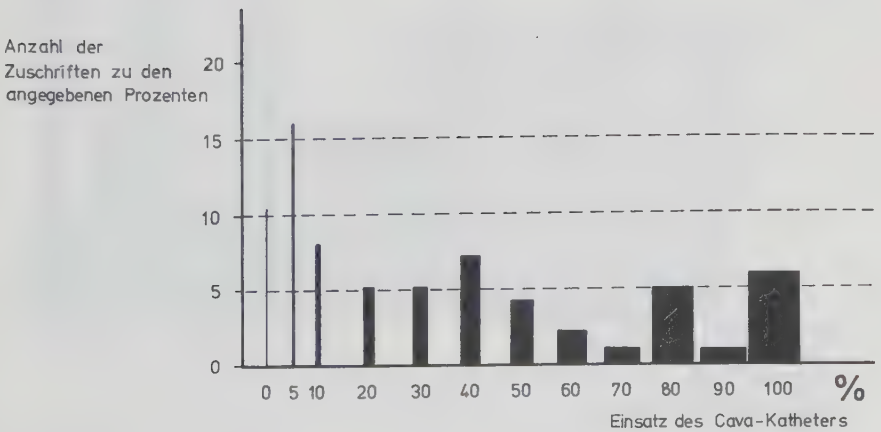


Abbildung 3

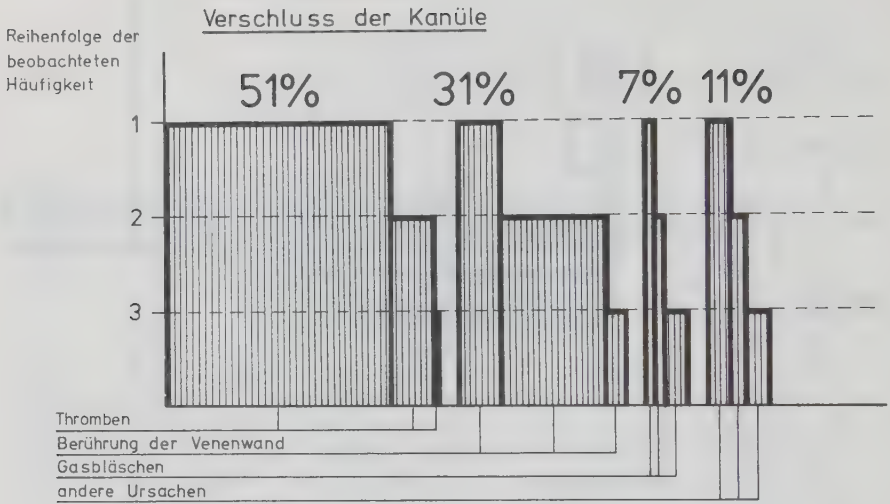


Abbildung 4

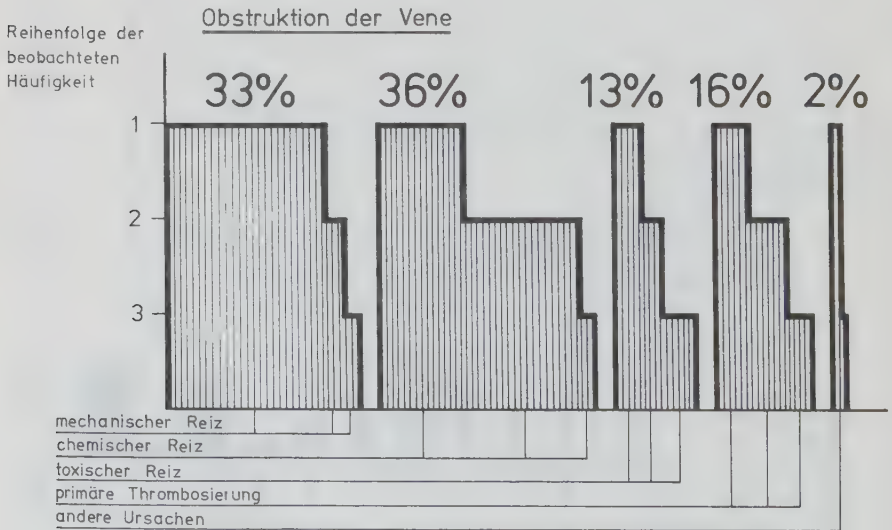


Abbildung 5

wertung oder Fehleinschätzung des Sachverhaltes zu berücksichtigen sind.

8. Das Ergebnis der Frage 7 (Abb. 8 S. 13) ist eigentlich nur die Konsequenz der oben skizzierten und in den Fragen angeschnittenen Probleme. Dennoch überrascht der hohe Prozentsatz von 76 % positiver Beurteilungen. Diese Zahl ist sicherlich nicht ohne weiteres auf Stationen anderer Kliniken zu übertragen, weil die in der Umfrage erfaßten Intensivpflege- und Wachstationen allein von ihrer Aufgabenstellung her gewohnt sind, mit allen zur Verfügung stehenden technischen Hilfsmitteln zu arbeiten.

Abschließend ist noch zu bemerken, daß es nicht die Aufgabe der Umfrage sein sollte, absolut verlässliche quantitative Angaben zu erhalten. Sie stellt vielmehr einen qualitativen Abriß infusionstechnischer Probleme dar, die für die vorliegende Arbeit von programmatischer Bedeutung sind.

Zusammenfassung:

Es wurden die anhand einer Meinungsumfrage über Probleme der Infusionstechnik bei den Intensivpflege- und Wachstationen bundesdeutscher Universitäten ermittelten Ergebnisse tabellarisch und graphisch dargestellt und kurz erörtert. Schließlich wurde darauf hingewiesen, daß die Ergebnisse der Umfrage mehr als qualitativer Abriß infusionstechnischer Probleme, denn als quantitativ objektivierbarer Maßstab für infusionstechnische Fragestellungen anzusehen sind. Darüber hinaus sollten sie nicht als allgemeinverbindlich für alle übrigen Kliniken und Krankenhäuser aufgefaßt werden.

Komplikationen und Zwischenfälle während der Infusion

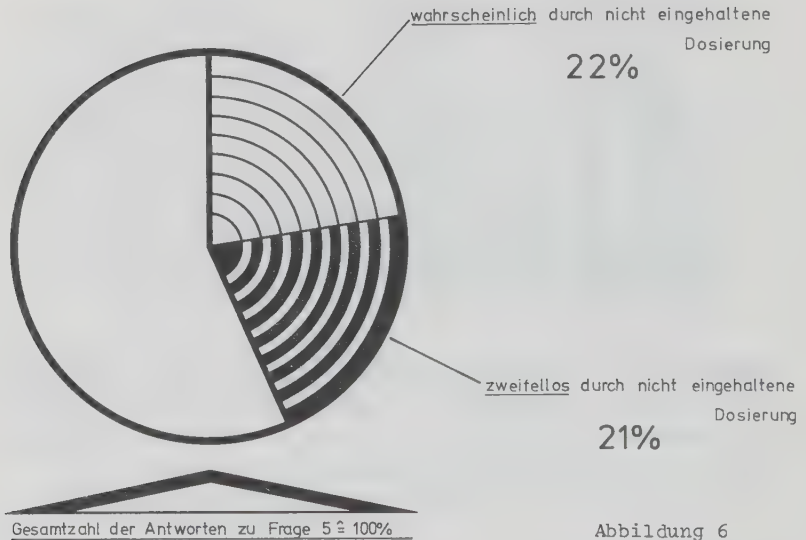


Abbildung 6

Infusionszwischenfälle als Folge technischer Mängel

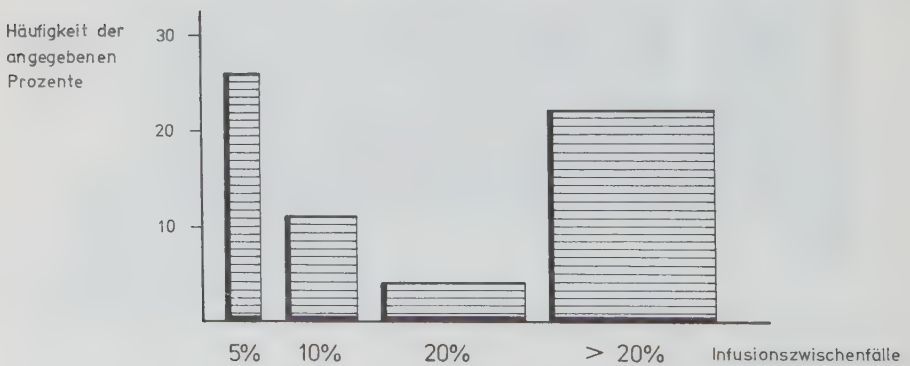
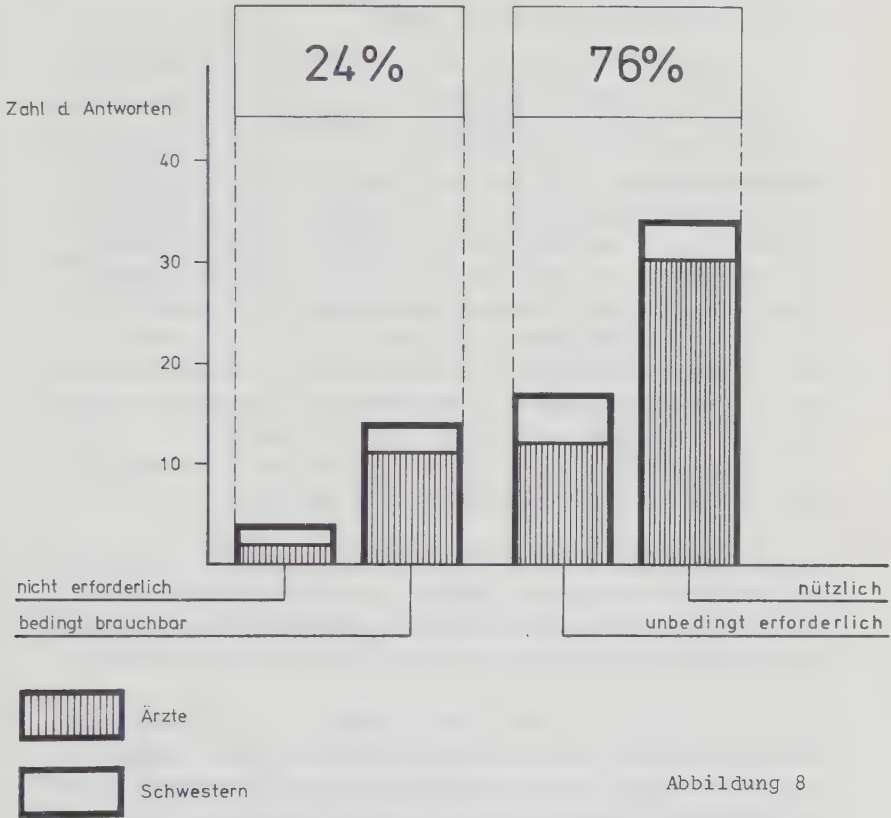


Abbildung 7

Urteil über den Einsatz von Infusionsüberwachungsgeräten



Allgemeine Vorbemerkungen zur Infusionstechnik.

Der Begriff Infusionstechnik umfaßt

1. die technische Apparatur zur Durchführung von Infusionen
2. den Einsatz dieser Apparatur, der sich am individuellen Fall zu orientieren hat.

Zur Besprechung der technischen Apparatur ist es zweckmäßig, die einfachen Infusionssysteme für Schwerkraftinfusionen (Teil I der vorliegenden Arbeit) von komplizierteren technischen Apparaturen und Zusatzgeräten zu trennen (Teil III). Im Teil I werden Standardgeräte abgehandelt, mit denen jede Krankenanstalt ausgestattet ist. Etwa 80 - 90 % aller routinemäßig durchzuführenden Infusionen können damit vorgenommen werden. Einfacher Flüssigkeitersatz zur Stabilisierung des Wasser- und Elektrolythaushalts, parenterale Ernährung, prae-, intra- und postoperative Versorgung stehen hierbei weitgehend im Vordergrund.

Teil II der Arbeit ist dem Vena-Cava-Katheter gewidmet und befaßt sich speziell mit dessen Einsatzmöglichkeiten, sowie den damit verbundenen Gefahren unter Berücksichtigung technologischer, pathogenetischer und anderer Faktoren.

Teil III befaßt sich mit jenen Geräten, die in besonders kritischen Situationen eingesetzt werden, wobei absolut exakte Dosierung und ständige Überwachung unbedingt erforderlich sind. Frühgeborenenversorgung, Behandlung von Schädel-Hirn-Traumen, akutes Herz-Kreislaufversagen, Tetanus sind hier unter anderem als Beispiele zu nennen.

Aufgabe der Infusionstechnik ist es, nach dem neuesten Stand von Wissenschaft und Technik Geräte und Apparaturen zu konzipieren, die bei möglichst einfacher Bedienung ein Höchstmaß an Sicherheit für Patient und Klinik gewährleisten, den klinischen Routinebetrieb rationalisieren helfen und damit dem chronischen Personalmangel Rechnung tragen. Heikler Punkt ist dabei die Kostenfrage. Bei Großse-

rien, deren Stückzahl in die Millionen geht, hat eine technische Verbesserung, die weder eine grundlegende Neuerung darstellt, noch auf die Rationalisierung des Produktionsganges abzielt, kaum Aussicht auf Verwirklichung. Bei elektronischen Geräten sind die Bezugspunkte nur vertauscht. Ein Beispiel: ein großes voll transistorisiertes Radiogerät mit einem "Innenleben" von ca. 300 - 500 Einzelelementen, wovon etwa ein Drittel Halbleiterbauteile sind, kostet knapp 500,-- DM, ein elektronisches Überwachungsgerät mit einem ähnlich strukturierten "Innenleben" dagegen über 2.000,-- DM.

TEIL I

DAS EINFACHE INFUSIONSSYSTEM FÜR SCHWERKRAFTINFUSIONEN.

Übersicht:

Zur Durchführung einer intravenösen Infusion unter Ausnutzung der Schwerkraft werden z. Z. folgende Funktionselemente verwendet bzw. befinden sich im Entwicklungsstadium:

1. Infusionsträger
 - 1.1 Infusionsständer
 - 1.2 Infusionsbügel ("Galgen")
 - 1.3 Decken-Trägerschienen mit Bügelarm für die Infusion
2. Infusionsflüssigkeitsbehälter
 - 2.1 Infusionsflaschen aus Glas
 - 2.2 Infusionsflaschen aus Kunststoff
 - 2.3 Infusionsbeutel aus Kunststoff
3. Aufhängevorrichtungen für Infusionsflaschen
 - 3.1 Aufhängevorrichtungen zum mehrmaligen Gebrauch
 - 3.11 Drahtkörbe
 - 3.12 Perlonnetz mit Kunststoffring
 - 3.13 Gummiring mit Gummibügel
 - 3.14 Stahlblech mit Druckknopf und Drahtbügel
 - 3.2 Aufhängevorrichtungen zum Einmal-Gebrauch
 - 3.21 Aluminiumblech mit Lasche und Drahtbügel
 - 3.22 Aluminiumblech mit Lasche und Aluminiumblechbügel
 - 3.23 Aluminiumblech mit Lasche und Kunststoffbügel
 - 3.24 Aufhängevorrichtungen ganz aus Kunststoff
4. Infusionsbesteck
 - 4.1 Infusionsgerät (Tropfenzählkammer)
 - 4.11 Einkammrige Systeme mit getrennter Belüftung
 - 4.12 Einkammrige Systeme mit eingebauter Belüftung
 - 4.13 Zweikammrige Systeme
 - 4.14 Varianten
 - 4.10 Auslaufventile für Tropfkammern
 - 4.100 Infusionsgeräte zur direkten Messung der Durchflußrate

- 4.2 Infusionsschlauch aus Kunststoff
- 4.3 mechanische Durchflußregler
 - 4.31 Schlauchklemme
 - 4.32 Plattenschraubklemme
 - 4.33 Rollenklemme
 - 4.34 Kugelschraubklemme
 - 4.35 Rollenklemme mit doppelt V-förmiger Kehlung
- 4.4 Latexschlauchstücke
- 4.5 Kanülenanschlußstücke
- 4.6 Halteklauen
- 5. Kanülen und Katheter
 - 5.1 Stahlkanülen
 - 5.2 Kunststoffkanülen
 - 5.3 Venenkatheter

1. Infusionsträger.

1.1 Infusionsständer.

An einen Infusionsständer müssen folgende Anforderungen gestellt werden:

1. Er muß mobil sein.
2. Er muß höhenverstellbar sein.
3. Er sollte mehr als eine Aufhängevorrichtung besitzen.
4. Die Aufhängevorrichtungen müssen so beschaffen sein, daß die daran hängenden Flaschen bzw. Beutel weder mit dem Ständer selbst noch miteinander in Berührung kommen. Zusätzlich von Nutzen wäre ein höhenverstellbares und schwenkbares Kästchen, in welchem Infusionsbestecke, Verbandmaterial u. ä. untergebracht werden können.

Die ausreichende Beweglichkeit des Infusionsständers ist bereits dann gewährleistet, wenn er aus drei Füßen besteht, von denen zwei Rollen tragen und der dritte unterseits mit einem rutschfesten Material bestückt ist.

Die Höhenverstellbarkeit des Ständers sollte zwischen 1,2 m und ca. 2,4 - 2,5 m liegen. Die Arretierungsschraube soll so konstruiert sein, daß der durch sie erzielbare Aufpressdruck einer vertikalen Zugkraft des fünffachen Ständergewichts standhält. Dies ist deshalb erforderlich, damit ein ausreichender Sicherheitsspielraum auch dann noch gegeben ist, wenn die Arretierungsschraube nicht absolut fest angezogen wird, obwohl mehrere Infusionsflaschen am Ständer hängen.

Die Haken der Ständerarme müssen so beschaffen sein, daß selbst bei abgekipptem Ständer eventuell daranhängende Flaschen nicht herunterfallen können.

Um eine einwandfreie Reinigung und Desinfektion des Infusionsständers zu ermöglichen, sollte seine Verchromung selbstverständlich sein. Verrostete Ständer sind auszuwechseln.

1.2 Infusionsbügel ("Galgen").

Von einem Infusionsbügel muß folgendes gefordert werden:

1. Er muß höhenverstellbar sein.
2. Er muß schwenkbar sein.
3. Er sollte am Fußende des Patientenbettes angebracht sein.

Die Arretierungsschraube des Infusionsbügels muß dieselben Kriterien aufweisen, wie sie bereits beim Infusionsständer beschrieben wurden.

4 Trägerarme am Infusionsbügel ermöglichen zwar eine rationellere Arbeitsweise, sind jedoch aus Sicherheitsgründen nicht unbedingt zu empfehlen. Denn im Gegensatz zum Infusionsständer, der selbst im ungünstigsten Falle noch einen vertretbaren horizontalen Abstand der Infusionsfla-

schen zum Patienten gewährleistet, ist die Gefahr, die sich aus einer lotrechten Aufhängung der Infusionsflaschen über dem Patienten ergibt, ungleich größer. Dagegen sind 4 oder 5 Einkerbungen im Bügel oder Haken im Abstand von jeweils 15 cm voneinander diskutabel. Darin könnten dann die für einen Tag bestimmten Flaschen in umgekehrter Reihenfolge, in der die Infusionen appliziert werden sollen, eingehängt werden. Die Gefahr von Zwischenfällen durch herabfallende Flaschen ist hierbei kaum größer einzuschätzen, als bei einer einzigen am Bügel hängenden Flasche. Allerdings ist der relative Abstand der Flaschen zum Patienten selbst bei ausgeschwenktem Bügel kürzer.

Die Installation des Infusionsbügels am Fußende des Patientenbettes sollte aus folgenden Gründen erfolgen:

1. Da der Bügel fast ausschließlich in der Mitte angebracht wird, muß damit gerechnet werden, daß nach Anlegen einer Infusion der Bügel nicht aus der Längsachse geschwenkt wird. Wenn sich in diesem Fall eine Flasche aus ihrer Halterung löst, so kann sie im ungünstigsten Fall auf die unteren Extremitäten herabfallen. Damit, und das trifft besonders für chirurgische Patienten zu, ist die Gefahr zusätzlicher Verletzungen geringer, als wenn die Flasche über dem Kopf-, Brust- oder Bauchbereich des Patienten aufgehängt ist.
2. Da sich die Prädilektionsstellen für die Venenpunktion für Infusionen zu gut 70 % oberhalb der Gürtellinie befinden, kann der Infusionsschlauch direkt zur Kanüle geführt werden, wenn die Flasche über dem Fußende des Patienten aufgehängt ist.

1.3 Decken-Trägerschienen mit Bügelarm für die Infusion.

Wird eine Station neu eingerichtet oder umgebaut, so ist

die Anbringung von Trägerschienen an der Decke mit Bügelarm für die Infusion zu empfehlen. In diesem Fall kann sich die Anschaffung von Infusionsständern u. U. erübrigen. Trägerschienen garantieren einen ungehinderten Zugang zum Patientenbett. Ihre Anbringung kann den individuellen Verhältnissen angepaßt werden (Abb. 9).

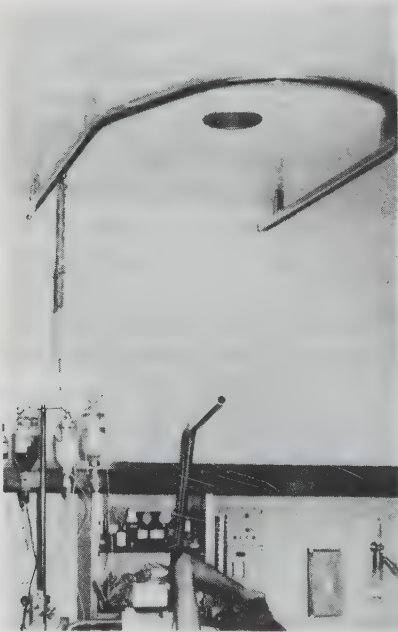


Abbildung 9

Zusammenfassung.

Es wurden drei verschiedene Infusionsträger diskutiert und Verbesserungsvorschläge dazu unterbreitet. Für Neu- oder Umbauten wurde die Anbringung von Decken-Trägerschienen empfohlen.

2. Flüssigkeitsvorratsbehälter.

2.1 Infusionsflaschen aus Glas.

Infusionslösungen werden heute noch zu über 90 % in Glasflaschen abgefüllt. Die Verwendung von Glasflaschen für Infusionslösungen hat folgende Vorteile:

- Glas verhält sich chemisch absolut indifferent.
- Glasflaschen sind durchsichtig; Veränderungen der Infusionslösung lassen sich daher sofort erkennen, ebenso leicht kann der Fortgang der Infusion beobachtet werden.

Nachteile der Glasflaschen:

- Erhöhte Verletzungsgefahr durch herunterfallende Flaschen (hohes Eigengewicht, Glassplitter).
- Glasflaschen benötigen zusätzlich eine Aufhängevorrichtung.
- Die Vernichtung größerer Mengen von Glasflaschen wirft Probleme auf (Zertrümmerungsanlagen).

Glasflaschen werden mit sterilen Gummipfropfen verschlossen. Eine darübergestülpte sterile Aluminiumkappe sichert den Pfropfen und hält ihn weitgehend keimfrei. Die Wiederverwendung bereits perforierter Gummistopfen sollte unbedingt (nach DIN-Vorschrift 58 362, Abschnitt 5.21) unterbleiben, da die Einstichkanäle im Gummi wegen ihrer Länge und der Elastizität des Materials bei der üblichen Sterilisation nicht keimfrei werden, abgesehen von der späteren Undichtigkeit des Stopfens.

2.2 Infusionsflaschen aus Kunststoff (Plastikflaschen).

Plastikflaschen befinden sich derzeit noch weitgehend in der Erprobung. Das dafür verwendete Material hat folgende Nachteile:

1. Plastikflaschen sind auf die Dauer gasdurchlässig. Da beispielsweise Aminosäure- und Vitaminlösungen unter Vakuum abgefüllt und mit Stickstoff begast werden, um ihre Haltbarkeit garantieren zu können, sind gasdurchlässige Behälter hierfür ungeeignet.
2. Infusionsvorratsbehälter müssen durchsichtig sein.
Dies hat vor allem zwei Gründe:
 - Die laufende Infusion muß beobachtet werden können.
 - Verunreinigungen und medikamentös bedingte Ausfällungen, sowie bakteriell hervorgerufene Trübungen in der Infusionslösung müssen jederzeit erkennbar sein.

Das Rohmaterial der Plastikflaschen ist im allgemeinen durchsichtig (PVC und Polyester) oder zumindest durchscheinend (Polyäthylen und Polypropylen). Da es sich bei beiden Kunststoffen um Polymerisate handelt, deren Konsistenz, sowie chemische und mechanische Resistenz nur durch Zusätze von Stabilisatoren garantiert werden kann, ist dem Fertigprodukt hinsichtlich der zu fordernden chemischen Indifferenz gegenüber Infusionslösungen aller Art besondere Aufmerksamkeit zu schenken. Denn die in den Stabilisatoren enthaltenen Wirkstoffe sind überwiegend toxische Substanzen. Sie enthalten metallorganische Verbindungen bzw. Seifen von Blei, Zinn, Cadmium, Barium und Zink. Obwohl theoretisch diese Hilfsstoffe nachträglich vollständig entfernt werden könnten, bleiben in der Praxis immer noch geringe Reste als Verunreinigung zurück. Eingehende Versuche (MÜHLEMANN) haben ergeben, daß diese Substanzen bei Temperaturen von 110°C nach 30 min durch Wasser herausgelöst werden und in Abhängigkeit der Konzentration zytotoxisch wirken können. Dagegen sind hämolytische Eigenschaften nicht beobachtet worden.

Da die uns zugängliche Literatur im Hinblick auf die rasche Entwicklung auf dem Kunststoffsektor bereits als veraltet angesehen werden muß, können daraus keine endgültigen Schlussfolgerungen gezogen werden. Es bleibt jedoch immerhin zu bedenken, daß chemische Prozesse, die bei höheren Temperaturen

nahezu spontan ablaufen, sich auch wenig unterhalb der Zimmertemperatur in Zeiträumen von 1 - 2 Jahren (die den derzeitigen Lagerungsbedingungen gefüllter Infusionsflaschen entsprechen) ebenso vollziehen können.

3. Da die Flaschen aus rationellen Gründen im Spritzgußverfahren hergestellt werden, entstehen sogenannte Schweißnähte, die einer extremen Druckbelastung nur bedingt standhalten.
4. Herkömmliche Verbrennungsanlagen werden durch die bei der Verbrennung von Plastikmaterial entstehenden hohen Temperaturen mit der Zeit zerstört.

2.3 Infusionsbeutel aus Kunststoff (Plastikbeutel).

Plastikbeutel weisen dieselben Nachteile auf, wie Plastikflaschen. Gegenüber Glasflaschen haben sie den Vorteil, daß sie keiner zusätzlichen Aufhängevorrichtung bedürfen, da sie an einer im Material eingearbeiteten Öse aufgehängt werden können. Wegen ihrer Flexibilität benötigen sie keine Belüftungskanüle, da der atmosphärische Druck die Infusionslösung aus dem Beutel auspreßt. Das Infusionsleitungssystem kann direkt in die Plastikbeutel eingeschweißt werden. Wegen ihrer Flexibilität sind sie für Überdruckinfusionen unbrauchbar.

Zusammenfassung.

Die Weiterverwendung von Glasflaschen mit dem damit verbundenen größeren Arbeitsaufwand wird sich auch in Zukunft nicht umgehen lassen. Vorratsbehälter aus Kunststoff sind nach dem derzeitigen Stand der Technik für die meisten Infusionslösungen unbrauchbar.

3. Aufhängevorrichtungen für Infusionsflaschen.

Im folgenden werden nicht nur die zur Zeit überwiegend verwendeten Vorrichtungen besprochen, sondern auch deren Vorgänger. Dafür sprechen drei Gründe:

1. Die Problemdarstellung wird anhand der Erläuterung verschiedener technischer Entwicklungsstufen erleichtert.
2. Die Ablösung einer "veralteten" Vorrichtung hat nicht immer zur größeren Sicherheit des Systems beigetragen.
3. Es werden teilweise noch einige tatsächlich überholte Aufhängungen verwendet.

3.1 Aufhängevorrichtungen zum mehrmaligen Gebrauch.

3.11 Drahtkörbe (Abb. 10/11).

Diese Aufhängevorrichtungen sind die sichersten im Hinblick auf ein mögliches Herausgleiten der Infusionsflaschen. Leider werden sie aber in deutschen Kliniken kaum oder kaum noch verwendet. Falls von seiten der Infusionslösungshersteller den Kliniken solche Vorrichtungen zur Verfügung gestellt würden, sollte sich dieses Aufhängesystem wieder durchsetzen, weil die Sicherheit in der Klinik und die Sicherheit für den Patienten vorrangig sind (siehe dazu S. 35). Die Körbe lassen sich sowohl am Infusionsständer als auch an den Bügelarmen der Decken-Trägerschienen anbringen. Der Flaschenwechsel ist je nach Konstruktion verschieden, jedoch grundsätzlich problemlos. Bei den zur Zeit verwendeten Flaschenaufhängungen muß man sich erst vergewissern, ob sie korrekt sitzen bzw. überhaupt noch intakt sind.

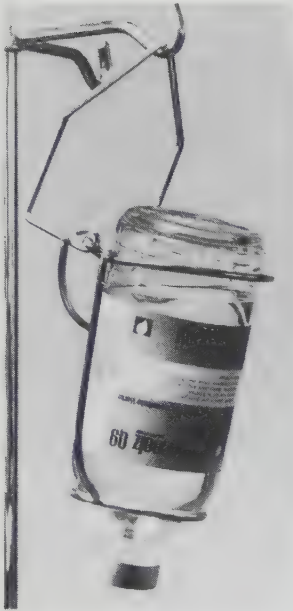


Abbildung 10

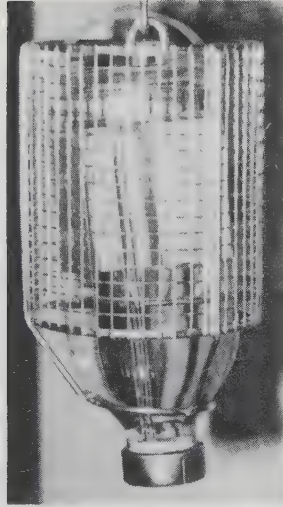


Abbildung 11

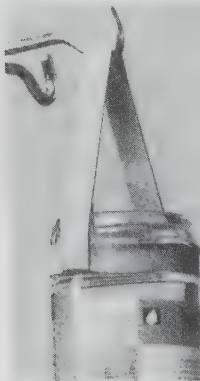
3.12 Perlonnetz mit Kunststoffring (Abb. 12).

In puncto Sicherheit ist diese Aufhängung mit den Drahtkörben vergleichbar, sofern sie nicht allzu häufig wiederverwendet wird (an den Knüpfungspunkten kann das Gewebe auf die Dauer verschleiben). Dagegen ist der Flaschenwechsel erschwert, weil die Netzöffnung nicht ohne weiteres zu finden ist. Durch einen zweiten Kunststoffring ließe sich die Öffnung fixieren. Das Material kann zur Sterilisation nur bis max. 60° C erhitzt werden.



Abbildung 12

3.13 Gummiring mit Gummibügel (Abb. 13).



Eine Materialermüdung läßt sich hier kaum mit Sicherheit erkennen. Es besteht auch keine Möglichkeit, festzustellen, wie alt die jeweilige Aufhängevorrichtung ist und wie oft sie schon verwendet wurde. Bei länger dauernden Infusionen muß daher damit gerechnet werden, daß die Flasche langsam aus ihrer Halterung herausgleitet.

Abbildung 13

3.14 Stahlblech mit Druckknopf und Drahtbügel.

Eine Aufhängevorrichtung, die ebenfalls zum mehrmaligen Gebrauch bestimmt ist. Sie wurde hauptsächlich für Blutbanken entwickelt, weil an ihr das Röhrchen mit dem Kreuzprobenblut befestigt werden kann. Wenn auch das Material ziemlich stabil ist, so bestehen doch erhebliche Bedenken, da sowohl am Druckknopf selbst als auch am Stahlblech daneben eine Materialermüdung eintreten kann.

Von den bisher besprochenen Vorrichtungen bieten nur die Drahtkörbe ausreichende Sicherheit, da eine Materialermüdung durch die Art der Konstruktion ausgeschlossen ist. 3.13 und 3.14 sind für den klinischen Gebrauch abzulehnen, da sie nach einer gewissen Zeit nicht einmal mehr den DIN-Vorschriften (s. dazu S. 30) entsprechen.

3.2 Aufhängevorrichtungen zum einmaligen Gebrauch.

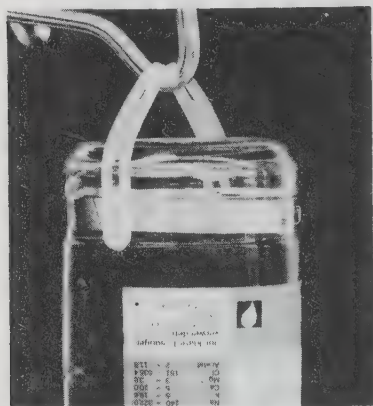
3.21 Aluminiumblech mit Lasche und Drahtbügel.

Diese Aufhängung wurde aus praktischen und finanziellen Gründen zugunsten anderer abgelöst. Der Drahtbügel war oft hinderlich und löste sich beim Transport zuweilen aus der Halterung. Sie entspricht im Prinzip dem Typ 3.23.

3.22 Aluminiumblech mit Lasche und Aluminiumblechbügel.

Der Aluminiumblechbügel ist zu starr und wird auf dem Transport oft verbogen; er wurde deshalb durch einen Kunststoffbügel ersetzt.

3.23 Aluminiumblech mit Lasche und Kunststoffbügel (Abb. 14).



Der Kunststoffbügel ist mit einer Niete am Aluminiumblech fixiert.

Die industriell hergestellten Infusionslösungen werden heute zu 90 % mit dieser Aufhängevorrichtung ausgeliefert. Sie liegt, wie Tab. 2 S. 32 zeigt, über den in den DIN-Vorschriften geforderten Belastungswerten.

Abbildung 14

Aluminiumniete und besonders die Aluminiumlasche (rechts im Bild) sind hier die wunden Punkte. Wie Abb. 17 S. 31 zeigt, wird nur die Zugfestigkeit der Aufhängung in Richtung der Flaschenlängsachse geprüft. Sobald jedoch andersgerichtete Zugkräfte auftreten, wird die Lasche geschert und damit häufig auch beschädigt. Die Sprödigkeit des Materials leistet dem Vorschub. Es gelingt allerdings mit einem einfachen Kunstgriff, die Zugfestigkeit der Aufhängung wesentlich zu erhöhen:

Klebt man über den Aluminiumring im Bereich der Lasche einen 3 bis 5 cm langen und mindestens 1 cm breiten Leukoplaststreifen o. ä., so wird damit die Öffnung der Lasche verhindert und die Zugfestigkeit der Aufhängung in jeder Zugrichtung verdoppelt bis verdreifacht. Da die Anbringung des Leukoplaststreifens in einem Arbeitsgang mit der Fixierung der Kanüle geschehen kann, sollte man sich aus Sicherheitsgründen dieser kleinen Mühe auf jeden Fall unterziehen.

Wenn Flaschen mit dieser Aufhängung auf dem Weg vom Hersteller zum Endverbraucher unvorsichtig behandelt werden, werden Lasche und Niete verbogen. Ihre Zugfestigkeit ist dementsprechend reduziert. Hier nützt auch ein Überkleben der Lasche mit Leukoplaststreifen nicht viel, da eine an der Knickstelle angebrochene Lasche bei Belastung unter dem Klebestreifen wegrutscht und die Flasche damit doch aus der Aufhängung gleitet. Daher ist es von Seiten der Klinik unverantwortlich, wenn aus Sparsamkeitsgründen derartige Aufhängungen 2- und mehrfach verwendet werden.

3.24 Aufhängevorrichtung ganz aus Kunststoff.

In dem Bestreben, eine Aufhängevorrichtung "aus einem Guß" herzustellen, werden zur Zeit verschiedene Modelle diskutiert und erprobt. Dabei könnte sich die Konstruktion Abb. 15 durchsetzen, da ihre derzeitigen Belastungsgrenzwerte bereits jetzt schon über denen der alten Aufhängungen liegen.

Die schwache Stelle der zweidimensional gefertigten Aufhängung liegt vor allem am Übergang vom Haltering zum Aufhängebügel (Kreis). Dieser Punkt ist durch die Scherwirkung bei hängender Flasche besonders belastet. Desweiteren muß vorerst noch mit einer Dehnung des Materials gerechnet werden, was u. U. ein Herausrutschen der Flasche aus dem oberen Ring zur Folge haben könnte. Nach Verstärkung des der Scherkraft ausgesetzten Punktes, sowie der beiden Halteringe dürfte diese Aufhängevorrichtung den bisher üblichen überlegen sein.

Die oben beschriebenen Nachteile ließen sich von vornherein umgehen, wenn man die Aufhängung, wie in Abb. 16 darstellt, dreidimensional fertigen würde. Sie bestünde dann aus einem verstärkten unteren Ring 1, der den Flaschenhals aufnimmt, einem oberen Ring 2, welcher der Kehlung der Flasche anliegt, und einem Bügel 3, der die beiden Ringe miteinander verbindet und an dem die Flasche aufgehängt werden kann. Nach dieser Konzeption sind die Schweißpunkte zwi-

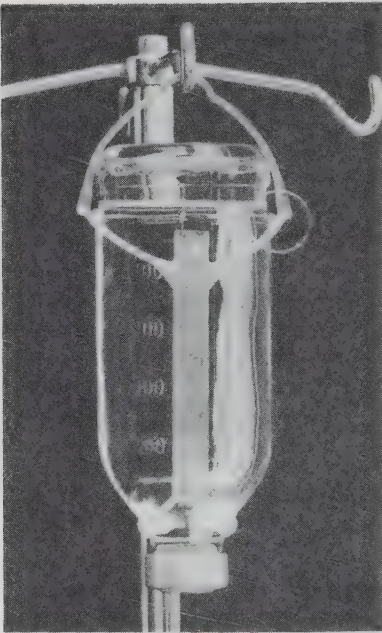


Abbildung 15

schen Bügel und Ringen in jeder Zugrichtung gleichmäßig belastet und der Sitz der Flasche in der Aufhängung bleibt von der Dehnbarkeit des Materials nahezu unbeeinflusst.

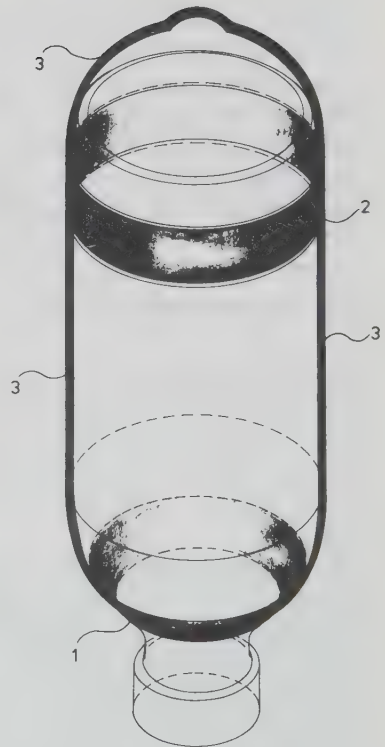


Abbildung 16

DIN-Vorschrift über die Herstellung und Prüfung von Aufhängevorrichtungen für Infusionsflaschen:

Die Flasche muß stehend und hängend verwendet werden können. Die erforderliche Aufhängevorrichtung ist zweckentsprechend auszuführen. Als Werkstoff für die Aufhängevorrichtung werden nicht rostender Stahl, Reinaluminium nach DIN 1712, eine

kupferfreie Aluminiumlegierung nach DIN 1720, Gummi, Kunststoff (Formstoff) oder Textilien empfohlen.

Die Aufhängevorrichtung muß so ausgeführt werden, daß die Flasche in ihr festgehalten wird, wenn ein zusätzliches Gewicht von 3,5 kg während einer Dauer von 60 Minuten an der leeren Flasche hängt.

DEUTSCHE NORMEN Juni 1960 DIN 58362 Absatz 2.2

Diese DIN-Vorschrift ist sehr allgemein gehalten, bis auf den zweiten Teil der Ausführungen. Hier werden 3,5 kg zusätzliches Gewicht zur leeren Flasche über 60 Minuten gefordert, ohne daß eine Veränderung der Aufhängevorrichtung eintreten darf. Da in der klinischen Anwendung die Infusionsflaschen im allgemeinen über eine weitaus längere Zeit - durchschnittlich 2 - 3 Stunden - am Infusionsständer hängen, ist obige Anforderung den klinischen Verhältnissen nicht angepaßt. Deshalb werden die Flaschenaufhängungen in der sogenannten Wareneingangskontrolle der Lösungsmittelhersteller wesentlich größeren Belastungen ausgesetzt.

Prüfung der Materialzugfestigkeit von Aufhängevorrichtungen für Infusionsflaschen (Abb. 17):

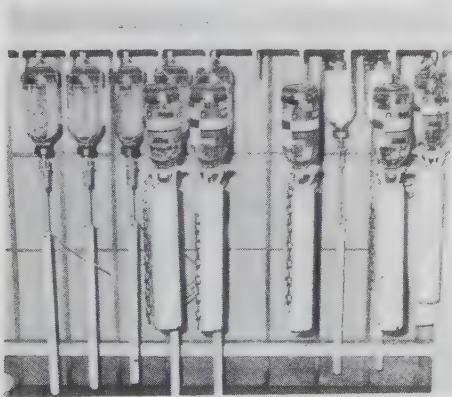


Abbildung 17

Im Prinzip wird die Grenzbelastbarkeit ermittelt, indem jeweils die 1. Serie maximal belastet wird. Eine Serie umfaßt 10 Aufhängungen desselben Typs mit den dazugehörigen Flaschen. Wenn bereits nach kurzer Zeit bei mindestens der Hälfte der Aufhängungen unzulässige Veränderungen beobachtet werden, wird diese Serie abgebrochen und bei

weiteren Serien die Belastung solange reduziert, bis sämtliche Aufhängungen über 120 Minuten unverändert bleiben. Ist umgekehrt die Zugfestigkeit bei der ersten Serie zufriedenstellend, so werden die nächstfolgenden jeweils höher belastet, bis erste Veränderungen an der Aufhängung auftreten.

Tabellarische Übersicht über die Zugfestigkeit verschiedener Aufhängevorrichtungen für Infusionsflaschen:

Aufhänge- vorrich- tung (Typ)	Serie	angehäng- tes Ge- wicht in kg	Dauer der Belastung in min	Zustand der Auf- hängung nach Be- lastung
3.22	1	14,0	60	unverändert
	2	14,5	60	unverändert
	3	15,0	10	Lasche aufge- gangen
3.23	1	15,0	10	Band aufgegangen
	2	14,5	10	Band aufgegangen
	3	14,0	300	unverändert
3.24	1 pa	9,0	120	deformiert, ge- rissen
	2 pp	11,0	120	Tragbügel defor- miert, Flasche heruntergefallen
	3 pp	17,0	120	unverändert

Tabelle 2

pa = Polyäthylen

pp = Polypropylen

So hohe Belastungswerte werden in der Klinik bei sachgemäßer Handhabung der Infusionsflaschen nicht erreicht. Bei unsachgemäßer Handhabung jedoch kann die Grenze der Belastbarkeit erreicht werden.

Unsachgemäße Handhabung von Infusionsflaschen:

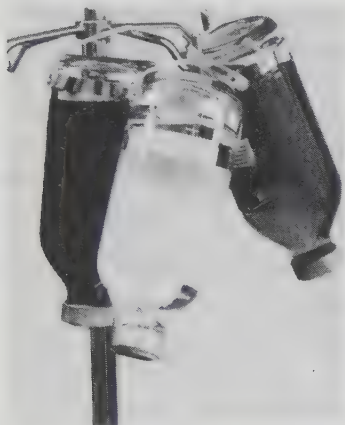


Abbildung 18

1. Mehrere Infusionsflaschen werden nebeneinander so an den Infusionsständer gehängt, daß die letzte der Flaschen zuweilen in einem Winkel von über 45° abgespreizt hängt (siehe nebenstehende Abbildung). Hier ist die Flaschenaufhängung einer zu großen Belastung ausgesetzt.



Abbildung 19

2. Mehrere Infusionsflaschen werden an ihrer Aufhängevorrichtung gleichzeitig getragen (Abb. 19). Auch hier sind die Aufhängevorrichtungen der äußersten Infusionsflaschen nicht vorgesehenen Belastungen ausgesetzt.

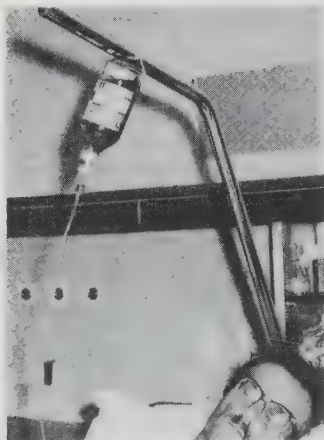


Abbildung 20



Abbildung 21

3. Wenn Patienten mit laufender Infusion transportiert werden, wird häufig die Aufhängevorrichtung der Infusionsflasche so über den "Galgen" gequetscht, daß sie damit ihrer Grenzbelastung ausgesetzt wird (Abb. 20).

4. Nicht selten wird der bereits hängenden Infusionsflasche noch ein Medikament zugespritzt. Hierbei wird die Aufhängevorrichtung durch mehrmaligen Ruck und Zug unvorhergesehen belastet (Abb. 21).

Wie bereits ausgeführt, entsprechen die derzeitigen DIN-Vorschriften den Erfordernissen der Klinik nicht mehr. Die Industrie ist bemüht, die Aufhängevorrichtungen in Wareneingangskontrollen und Belastungsversuchen den klinischen Verhältnissen anzupassen.

Im klinischen Routinebetrieb sollten aber dessen ungeachtet einige Punkte berücksichtigt werden, um Infusionszwischenfälle mit insuffizient gewordenen Aufhängevorrichtungen zu vermeiden:

1. Aufhängevorrichtungen, die zum einmaligen Gebrauch bestimmt sind, müssen auch tatsächlich nach Gebrauch verworfen werden und dürfen nicht für Infusionsflaschen aus klinikeigener Produktion wiederverwendet werden.
2. Transport- und Aufhängefehler wie auf S. 33 u. 34 angegeben, müssen vermieden werden.
3. Infusionsflaschen sollten möglichst neben dem Bett, auf keinen Fall aber lotrecht über dem Patienten aufgehängt werden.
4. Beim Herausnehmen von Infusionsflaschen aus dem Karton ist darauf zu achten, daß die Aluminiumflasche nicht geöffnet oder verbogen wird.
5. Nach dem Aufhängen sollte möglichst nochmals kurz kontrolliert werden, ob die Infusionsflasche sicher hängt.
6. Das Schlauchsystem muß so lang sein, daß ein unruhiger Patient keinen Zug über das Schlauchsystem auf die Flasche ausüben kann. Gegebenenfalls müßte ein Verlängerungsschlauch verwendet werden.

Dazu abschließend sei noch folgender Infusionszwischenfall erwähnt:

In der Universitätskinderklinik Tübingen wurde im November 1966 ein elf Monate altes Kind zur Behandlung aufgenommen. Vom diensttuenden Arzt wurde mit Assistenz von 2 Schwestern eine Dauertropfinfusion an der Kopfvene des Kindes angelegt. Nachdem Arzt und Schwestern das Zimmer verlassen

hatten, löste sich die Flasche, die etwa 1,20 m über dem Kopf des Kindes hing, aus der Ringhalterung (Typ 3.23) und traf mit dem Flaschenboden die linke Stirnregion. Das Kind erlitt einen Schädelbruch, sowie eine schwere Gehirnerschütterung. Es leidet noch heute an den Folgen der Verletzung.

Zusammenfassung.

Es wurden verschiedene Aufhängevorrichtungen für Infusionsflaschen erläutert, ihre Prüfbestimmungen diskutiert und Beispiele unsachgemäßer Handhabung angeführt, die zu einer unvorhergesehenen Materialbelastung der Aufhängungen führen.

4. Infusionsbesteck.

Das Infusionsbesteck besteht heute überwiegend aus Kunststoff, ist für den Einmal-Gebrauch bestimmt und wird komplett montiert, steril und pyrogenfrei verpackt mit den Infusionsflaschen geliefert. Es setzt sich zusammen aus dem Infusionsgerät (Tropfenzählkammer), dem Infusionsschlauch mit mechanischem Durchflußregler, Zuspritzschlauch aus Silikon-Kautschuk und Übergangsstück.

4.1 Infusionsgerät (Tropfenzählkammer).

Zur Ermittlung der Durchflußmenge von Infusionsflüssigkeiten innerhalb einer definierten Zeiteinheit werden seit Jahren Infusionsgeräte verwendet, auch Tropfenzählkammern oder kurz Tropfkammern genannt. Im Prinzip handelt es sich dabei um mehr oder weniger große, in sich abgeschlossene, durchsichtige Plastikbehälter, die zwischen Infusionsvorratsbehälter und Infusionsschlauch geschaltet werden. Sie besitzen einen Einlauf- sowie einen Auslaufstutzen. Je nach Ausführung kann durch geeignete Manipulationen mit diesen Tropfkammern oder andere Maßnahmen (S. 60) in ihnen ein Flüssigkeitsspiegel erzeugt werden. Damit läuft die Flüssigkeit aus dem Einlaufstutzen nicht kontinuierlich wie in einem Schlauch, sondern in Form von Tropfen in das Gerät ein. Ihr Volumen kann so innerhalb einer definierten Zeiteinheit registriert werden.

Die Formgebung der Tropfkammer ist im Hinblick auf ihre eigentliche Aufgabe, nämlich die Erzeugung gleichgroßer Flüssigkeitstropfen, ein sekundäres Problem. Abb. 22 zeigt einige dieser Formen.

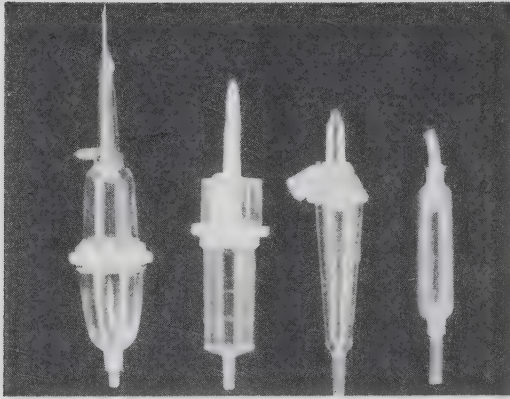


Abbildung 22

Abhängigkeit des Tropfenvolumens vom Öffnungsquerschnitt des Einlaufstutzens.

Das Hauptproblem der Tropfkammer liegt beim Einlaufstutzen (Tropfenbildner). Durch seinen Öffnungsquerschnitt wird die Tropfengröße in erster Linie bestimmt. Je nach Fabrikat unterscheiden sich die Tropfenvolumina der einzelnen Infusionsgeräte teilweise beträchtlich.

LA COUR zeigt in einer umfangreichen Analyse, daß bei 5 verschiedenen Erzeugnissen die Abweichung der jeweiligen Tropfenvolumina bis zu 40 % betragen hat. Eigene Untersuchungen an 2 Tropfkammern verschiedener Fabrikate, deren Marktanteil in der BRD bei 80 % liegt, ergaben eine Volumenabweichung von 17,5 % (es wurden je Gerät 80 Tropfen abgezählt und deren Volumen bestimmt), während die mittlere Abweichung bei 40 typengleichen Tropfkammern noch zwischen 4,5 und 5,5 % betrug (siehe S. 41 u. 42 sowie Abb. 24 und 26).

Nach LA COUR hängt das Tropfenvolumen von folgenden Parametern ab:

1. der lichten Weite des Einlaufstutzens;
2. der "wirksamen Wandstärke" der unteren Stutzenöffnung.
Unter der "wirksamen Wandstärke" ist die Form der Stutzenöffnung zu verstehen. Oberflächenspannung und Adhäsion sind mitbestimmend für die Tropfengröße, bei Lösungen sind sie abhängig vom Lösungsmittel, der in Lösung befindlichen Substanz und der Konzentration. Je nach dem, unter welchem Winkel und in welcher Form die äußere Wand in die innere übergeht, ist die für die Adhäsion des Tropfens an der Stutzenöffnung in Frage kommende Fläche größer oder kleiner. Entsprechend verhält sich das Tropfenvolumen.
3. der Durchflußgeschwindigkeit.

Zu Punkt 1 und 2 siehe nachstehende Abb. 23 und 24 sowie Tab. 3 und 4.

Abb. 24 zeigt das Ergebnis eigener Messungen an zwei Infusionsgeräten verschiedener Fabrikate nach der von LA COUR angegebenen Methode.

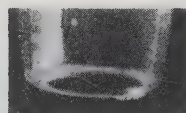
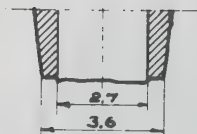


Photo 1a
Ratex - AN



Photo 1b
Ratex - AN

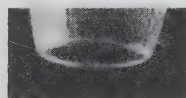
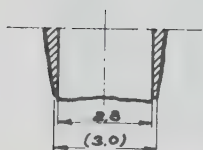


Photo 2
Ratex - BI



Photo 2b
Ratex - BI

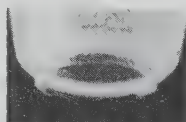
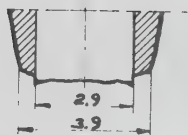


Photo 3a
Sterex



Photo 3b
Sterex

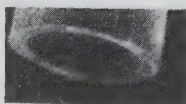


Photo 4
Fosax

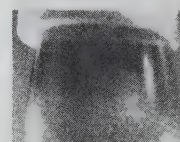


Photo 4b
Fosax

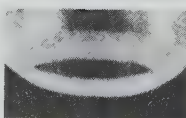
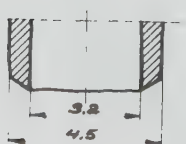


Photo 5
A.B.C.

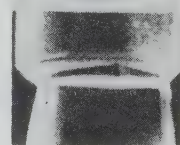
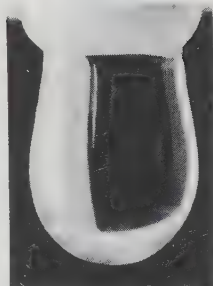
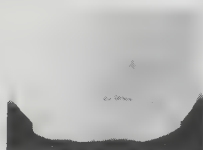
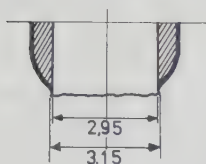


Photo 5b
A.B.C.

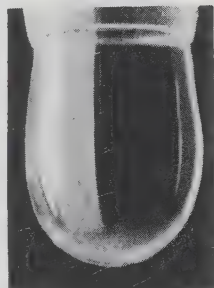
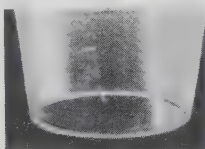
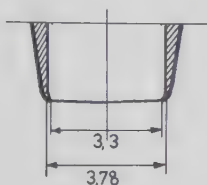
Abbildung 23

Infusionsgerät R 61 Pfrimmer/Transcodan



80 Tropfen Elektrolyt (Tutofusin) = 4,0 ml

Infusionsgerät Braun ("Normafix")



80 Tropfen Elektrolyt (Tutofusin) = 4,7 ml

Abbildung 24

Bestimmung der Abweichung der Tropfenvolumina bei Tropfkammern gleichen Typs.

1. Versuchsanordnung (Abb. 25).

Die Versuchsanordnung besteht aus einem Infusionsträger mit daranhängendem Vorratsbehälter, der zu testenden Tropfenzählkammer, Infusionsschlauch mit mechanischem Durchflußregler und zusätzlicher Abklemmvorrichtung, einem Übergangsstück mit aufgesetzter Stahlkanüle, sowie einer geeichten Meßpipette.

2. Versuchsdaten.

- Infusionsflasche mit 1 l 0,9 %iger NaCl-Lösung gefüllt
- Hydrostatisches Potential gemessen zwischen Flüssigkeitsspiegel in der Vorratsflasche und Stahlkanülenende: 165 cm.



- Umgebungstemperatur: 20° C
- getestete Tropfenzählkammer: Infusionsgerät 61 Minitropf der Firma Pfrimmer, Erlangen
- Sollwert für 120 Tropfen bei Verwendung von 0,9 %iger NaCl: 2,0 ml
- Volumenmessung mit in 1/10 ml geeichter Meßpipette
- Durchflußgeschwindigkeit: 40 Tropfen pro Minute
- Zahl der Einzelmessungen: 40

3. Versuchsbeschreibung.

Nach Einstellung des Flüssigkeitsspiegels in einem Infusionsgerät 61 Minitropf wurde der mechanische Durchflußregler auf 40 Tropfen pro Minute mittels Stoppuhr eingestellt. Anschließend wurde der Infusionsschlauch mit der zusätzlichen Schlauchklemme verschlossen, nachdem der am Einlaufstutzen der Zählkammer hängende Tropfen herabgefallen war. Jetzt wurde die Stahlkanüle in die Meßpipette eingeführt, die Schlauchklemme wieder geöffnet und 120 Tropfen abgezählt. Die Messung des Volumens erfolgte jeweils 1 min nach Verschuß der Klemme. Je 10 Einzelversuche wurden zu einer Serie zusammengefaßt. Nach Abschluß einer Serie wurde der bis dahin um knapp 2 mm abgefallene Flüssigkeitsspiegel in der Infusionsflasche auf den Ausgangswert angehoben. Der damit verbundene Fehler liegt unterhalb der Meßgenauigkeit und ist daher zu vernachlässigen.

Anmerkung: Bei Stichproben mit 5 Infusionsgeräten Braun "Normafix", die nach demselben Meßverfahren durchgeführt wurden, ergaben sich Einzelabweichungen bis zu 22 %.

Oberflächenspannung und Tropfenvolumen.

Um den Einfluß der Oberflächenspannung auf das Tropfenvolumen zu ermitteln, wurden die Tropfenvolumina einiger Infusionslösungen bei gleichbleibender Tropffrequenz gemessen unter Verwendung jeweils derselben Tropfkammer.

Abbildung 25

4. Tabellarische Übersicht über die Versuchsergebnisse.

Einzelversuch Nr.	Volumen von 120 Tropfen in ml.										größte Einzelabweichung vom Sollwert in %	Mittelwert in ml	% - Abweichung d. Mittelwerts vom Sollwert
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10			
Sorten Nr.	1	1,93	1,89	1,85	2,02	1,93	1,91	1,84	1,85	1,83	1,98	1,90	5
	2	1,82	1,82	1,94	1,92	1,86	1,85	1,92	1,84	2,09	1,86	1,89	5,5
	3	2,04	1,90	1,88	1,94	1,97	2,00	1,81	1,94	1,82	1,87	1,91	4,5
	4	1,93	1,88	1,86	1,86	1,99	1,85	1,84	1,96	1,84	1,93	1,90	5

größte Abweichung zweier Einzelwerte: 17 %

Tabelle 3

1. Versuchsanordnung
(Abb. 26).

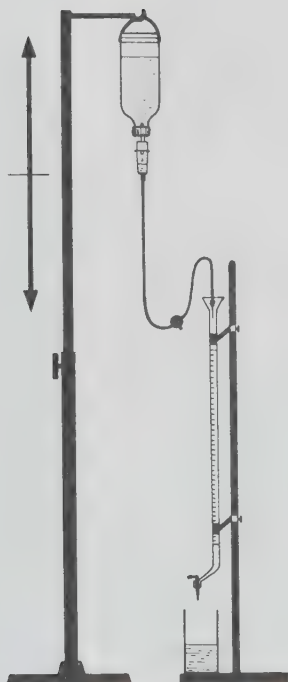


Abbildung 26

2. Versuchsdaten.

Tropfkammer:
Infusionsgerät R 61
Tropffrequenz:
70/min
Anzahl der Tropfen pro
Messung: 200
Temperatur:
22° C
Meßsystem:
Bürette 25 ml
1 Teilstrich = 1/20 ml

3. Versuchsbeschreibung.

Nach Füllung der Tropfkammer und des Infusionsleitungssystems wurde die Bürette bis zur unteren Eichmarke befüllt, wobei gleichzeitig die Tropffrequenz durch Veränderung des hydrostatischen Potentials mittels Stoppuhr auf 70 Tropfen/min eingestellt wurde. Um systematische Fehler von seiten des Leitungssystems auszuschalten, wurde auf einen mechanischen Durchflußregler verzichtet. Verschuß und Öffnung des Leitungssystems erfolgte über einen Dreiwegehahn. Es wurden für jede Volumenmessung 200 Tropfen abgezählt und

pro Infusionslösung eine Messung mit nachfolgender Kontrollmessung durchgeführt. Für die gesamte Meßreihe wurde dieselbe Tropfkammer benutzt. Nach jedem Flaschenwechsel wurden Tropfkammer, Leitungssystem und Bürette mehrfach mit handwarmem destilliertem Wasser gespült.

Erörterung der Versuchsergebnisse.

Wie aus umstehender Tabelle 4 ersichtlich, liegen die Volumenabweichungen der hier untersuchten Infusionslösungen mit einer Ausnahme innerhalb vertretbarer Grenzen. Wenn man

4. Tabellarische Übersicht über die Versuchsergebnisse:

Handelsname der Lösung	Volumen von 200 Tropfen in ml	Prozentabweichung der Volumina bezogen auf Aqua (= 100 ‰)	Prozentabweichung der Volumina bezogen auf physiolog. Kochsalzlösung (= 100 ‰)	Zusammensetzung der Lösung
Aqua pro Injectione	10,85	0	+ 2,5	
Glukose 5	10,55	- 1,3	+ 1,3	Glukose-Monohydrat 55,0 g/l
Glukose 10	10,30	- 2,6	0	Glukose-Monohydrat 110,0 g/l
Xylit 10	10,65	- 0,8	+ 1,8	Xylit 100,0 g/l
Xylit 20	10,45	- 1,8	+ 0,8	Xylit 200,0 g/l
Xylit 40	10,05	- 3,5	- 0,9	Xylit 400,0 g/l
Kochsalz 0,9	10,30	- 2,6	0	Natriumchlorid 9,0 g/l
Aminofusin	10,55	- 1,3	+ 1,3	Aminosäuren 30,0 g/l Sorbit 50,0 g/l Vitamine Elektrolyte
Aminofusin forte	9,55	- 10,2	- 7,6	Aminosäuren 100,0 g/l Sorbit 50,0 g/l Vitamine Elektrolyte
Plasmafusin	10,35	- 2,3	+ 0,3	Dextran 40,0 g/l Xylit 50,0 g/l Elektrolyte
Lipofundin S 20 ‰	10,80	- 0,2	+ 2,4	Sojaöl fract. 200,0 g/l Sojaphosphatid fract. 15,0 g/l Xylit 50,0 g/l

berücksichtigt, daß die Einstellgenauigkeit der Durchflußgeschwindigkeit mit mechanischen Durchflußreglern, vor allem aber ihre damit erzielbare Konstanz weit oberhalb der hier ermittelten Abweichungen liegt (siehe dazu S. 102 ff.) und darüber hinaus die Volumenabweichung von Tropfkammern gleichen Typs z. Z. um 5 % und von Tropfkammern verschiedener Fabrikate über 10 % beträgt, sind die im Versuch ermittelten Abweichungen und der damit in der Praxis auftretende Fehler geringfügig. Aus Tabelle 4 geht außerdem folgendes hervor:

1. Die Elektrolytkonzentration einer Lösung hat auf das Tropfenvolumen nur geringfügigen Einfluß, dasselbe gilt für schwach konzentrierte Aminosäuren, sowie Zuckerkonzentrationen um oder unter 10 %.
2. Hoher Zuckergehalt in Infusionslösungen, sowie hochkonzentrierte Aminosäuren beeinflussen das Tropfenvolumen am stärksten.
3. Das Tropfenvolumen hochkonzentrierter Öl-in-Wasser-Emulsionen liegt trotz hoher Viskosität der Lösung im Bereich von Wasser.

Das Tropfenvolumen hängt hier demzufolge nur von der Oberflächenspannung der Flüssigkeit, nicht aber von deren Viskosität ab.

Zusammenfassung.

Bei Versuchen zur Ermittlung des Tropfenvolumens einiger Infusionslösungen konnte gezeigt werden, daß im ganzen gesehen der aus der Volumenabweichung resultierende Fehler in der Praxis nahezu bedeutungslos ist. Den stärksten Einfluß auf das Tropfenvolumen haben hohe Zuckerkonzentrate, sowie hoch konzentrierte Aminosäuren. Das Tropfenvolumen hängt hierbei nur von der Oberflächenspannung der Flüssigkeit, nicht aber von deren Viskosität ab, wie anhand einer konzentrierten Öl-in-Wasser-Emulsion gezeigt werden konnte.

Abhängigkeit des Tropfenvolumens von der Durchflußgeschwindigkeit.

Die Durchflußgeschwindigkeit beeinflußt die Tropfenbildung in der Weise, daß sich die Tropfengröße umgekehrt zur Durchflußgeschwindigkeit verhält. Bei geringer Durchflußgeschwindigkeit (unter 10 Tropfen pro Minute) erreicht der einzelne Tropfen seine maximale Größe. Mit zunehmender Geschwindigkeit wird die Tropfenbildung durch die im Stutzen rasch nachströmende Flüssigkeit zunehmend beeinträchtigt. LA COUR ermittelte zwischen 10 und 110 Tropfen/min eine Abweichung von 10 %.

Unsere Kenntnisse über die Gesetzmäßigkeiten der Adhäsion lassen vermuten, daß die Tropfengröße u. a. auch vom Material des Tropfenbildners abhängt. Dies betrifft sowohl den Zustand der Oberfläche als auch seine chemische Zusammensetzung.

Die Lösungsmittelhersteller sollten veranlaßt werden, auf den Etiketten ihrer Infusionsflaschen präzise Angaben über die für ein bestimmtes Volumen benötigte Tropfenzahl zu machen bezogen auf die jeweilige Lösung und das von ihnen mitgelieferte Infusionsgerät. Dies könnte etwa nach folgendem Muster geschehen:

Xylit 40 %

Infusionsgerät R 61: 1 ml = 25 Tropfen bei 22° C

Infusionsgerät 61 Minitropf: 1ml = 72 Tropfen bei 22° C

Dagegen sind Angaben wie

1 ml 0,9 %ige NaCl = 20 Tropfen bei 18° C

auf den Gebrauchsanweisungen der Geräte sinnlos, da niemandem zugemutet werden kann, unter Berücksichtigung von Zusammensetzung, Konzentration und Temperaturerhöhung die tatsächlichen Werte zu errechnen.

Die Angabe der mittleren Dosierungen ist mitunter hilfreich.

Normierung des Einlaufstutzens von Infusionsgeräten.

Als endgültige Lösung des Problems kann nur die Normierung des Einlaufstutzens von Infusionsgeräten angesehen werden. Es wird daher vorgeschlagen, in die DIN-Vorschriften über die Herstellung von Tropfkammern (DIN 58 362, Abschnitt 3.2) etwa folgenden Text einzufügen:

Für die Herstellung des Einlaufstutzens der Tropfkammer wird nichtrostender Stahl empfohlen. Die Form des Einlaufstutzens soll eine zylindrische Röhre und der in die Tropfkammer hineinragende Teil der Röhre horizontal begrenzt sein. Der Einlaufstutzen kann in 2 verschiedenen Größen hergestellt werden.

Größe I: lichte Weite 2,5 mm, Wandstärke 0,3 mm

Größe II: lichte Weite 0,3 mm, Wandstärke 0,2 mm.

Tropfkammern und ihre Einzelteile werden heute fast ausschließlich aus Kunststoff im Spritzgußverfahren hergestellt. Dabei ist die Entstehung unterschiedlicher Schweißnähte kaum zu vermeiden. Es ist lediglich von der Wahl der Formen abhängig, wo die Nahtstellen liegen. Für den Einlaufstutzen kommen entweder horizontal oder vertikal verlaufende Nähte in Frage. In beiden Fällen wird die Tropfengröße von der Naht beeinflusst. Daher ist die Verwendung von formbarem Material für den Einlaufstutzen unzweckmäßig. Wie bereits weiter oben ausgeführt, ist die Tropfengröße von der Berührungsfläche des Tropfens mit der Stutzenöffnung und deren lichter Weite abhängig. Daher müssen sowohl die Form der Öffnung als auch Wandstärke und lichte Weite des Stutzens einheitlich sein. Für die Standardgeräte ist die Größe I vorgesehen, für Feindosierung, die in erster Linie für Geburtshilfe und Pädiatrie in Frage kommt, die Größe II.

Untersuchungen zum Frequenzgang von Infusionsgeräten.

Unter dem Frequenzgang wird hier das Kurvenverhalten von Infusionsgeräten verstanden, das sich aus synchroner Aufzeichnung jeweils zweier aufeinanderfolgender Einzelm-pulse (= Tropfen) ergibt.

Die Beobachtung, daß die Zeitintervalle jeweils zweier aufeinanderfolgender Tropfen untereinander differieren, erscheint zunächst belanglos, insbesondere, wenn man weiß, daß die aktuelle Durchflußgeschwindigkeit diesem Frequenzverhalten nicht folgt, da die kurzfristige Unterbrechung der kontinuierlichen Flüssigkeitszufuhr in die Tropfkammer den Flüssigkeitsausstrom aus der Kammer nicht beeinträchtigt. Denn die Differenz einströmender und ausströmender Flüssigkeit wird durch das Flüssigkeitsreservoir in der Tropfkammer sofort ausgeglichen. Bei Tropfgeschwindigkeiten über 10 Tropfen/min ist die Differenz der Zeitintervalle darüber hinaus kaum nachweisbar.

Dagegen werden die Intervalldifferenzen im darunterliegenden Bereich zunehmend größer. Dies aber sind die für Pädiatrie und Geburtshilfe kritischen Frequenzen, so daß die manuelle wie auch die elektronische Einstellgenauigkeit darunter zu leiden haben (Näheres dazu im Kapitel über die elektronische Infusionsüberwachung Teil III, S. 160 ff.).

Für die diesbezüglichen Versuche wurden drei verschiedene Infusionsgeräte untersucht, deren Frequenzgang im kritischen Bereich pro Einzelmessung mit zwei Stoppuhren nach dem Gegenlaufprinzip ermittelt wurde, d. h., die Zeitnahme erfolgte jeweils so, daß eine Uhr im selben Augenblick, in dem der fallende Tropfen den Flüssigkeitsspiegel der Tropfkammer erreicht hatte, in Gang gesetzt und die andere abgestoppt wurde.

Die Versuchsergebnisse wurden graphisch dargestellt, wobei auf der Abszisse die Tropfenzahl und auf der Ordinate die Tropfenintervalle in Sekunden aufgetragen und die Toleranzgrenzen ($\pm 5\%$ der mittleren Tropfenfolge) eingezeichnet wurden (siehe nachstehende Abb. 28, 29 und 30). Aus dieser Darstellung geht folgendes hervor:

Der Frequenzgang ist in erster Näherung abhängig vom Verhältnis der Querschnittsflächen von Einlaufstutzen und Belüftungskanal bzw. -kanüle der Tropfkammern.

Da jedoch, wie bereits auf Seite 42 ff. ausgeführt, das Tropfenvolumen nicht nur von der Querschnittsfläche QF des

Einlaufstutzens abhängt, ist auch das Volumen der in die Flüssigkeit im Vorratsbehälter aufsteigenden Luftbläschen

weniger vom Querschnitt des Belüftungskanals allein, als von der für die Adhäsion der Luftbläschen am Einstechdorn wirksamen Fläche wF an der

Stelle des Kanaldurchbruchs durch den Einstechdorn abhängig (Abb. 27). Im günstigsten Fall ist der Quotient aus Tropfen- und Bläschenvolumen ganzzahlig. Je größer dieser Quotient ist, umso besser ist der Frequenzgang, besonders auch

im Hinblick auf die differierenden Tropfenvolumina verschiedener Infusionslösungen. Einen ziemlich eindeutigen Beweis dafür liefert die graphische Darstellung vom Frequenzgang des Infusionsgeräts Braun "Norma-

fix", dessen Belüftungskanüle serienmäßig einen Durchmesser von 0,8 mm aufweist und im Versuch durch eine Kanüle von 0,18 mm Durchmesser ersetzt wurde.

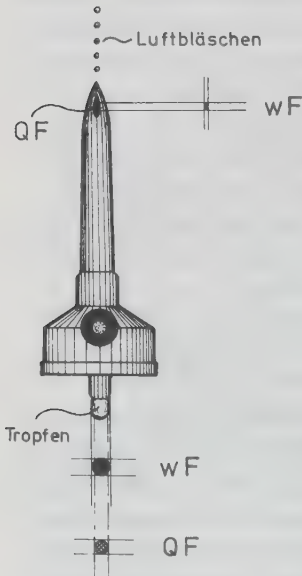


Abbildung 27: Oberer Kammer-
merteil des Infusions-
gerätes R 71
Pfrimmer/Transcodan

Es ist daher zu erwägen, ob im Zuge einer Normierung des Einlaufstutzens von Tropfkammern nicht zweckmäßigerweise auch der Belüftungskanal im ganzen genormt werden sollte. Dem

Infusionsgerät Braun "Normafix"

Frequenzgang mit 0,9%iger NaCl
bei ca. 4 Tropfen/min

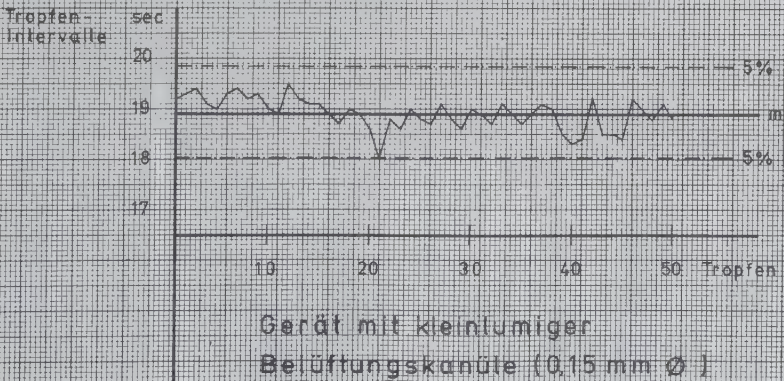
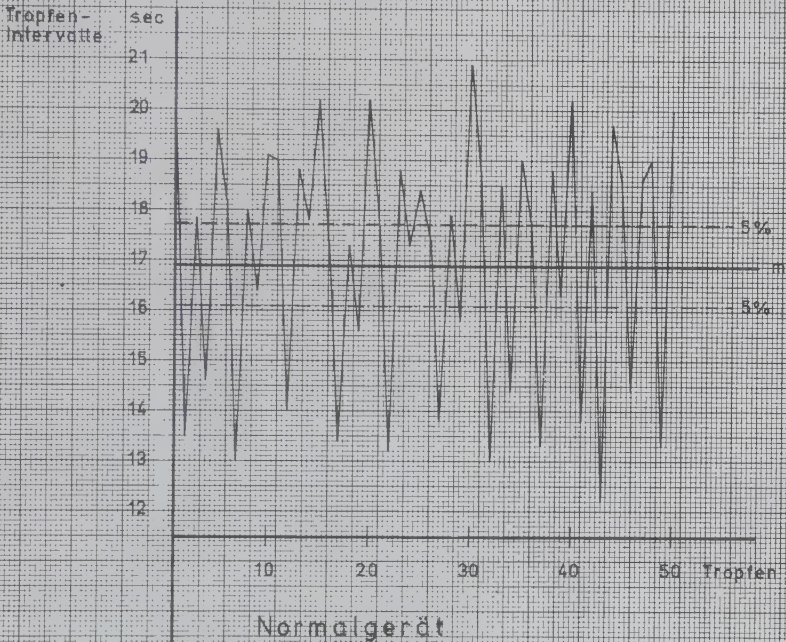


Abbildung 28

Infusionsgerät 61 Minutropf Pfrimmer

Frequenzgang mit 0,9%iger NaCl
bei ca. 4 Tropfen/min

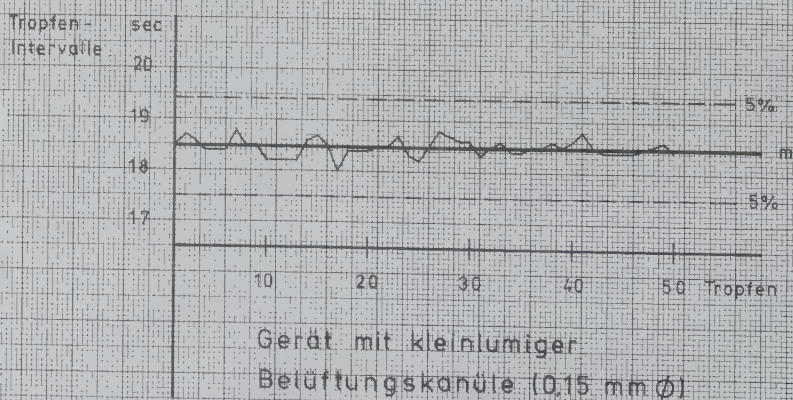
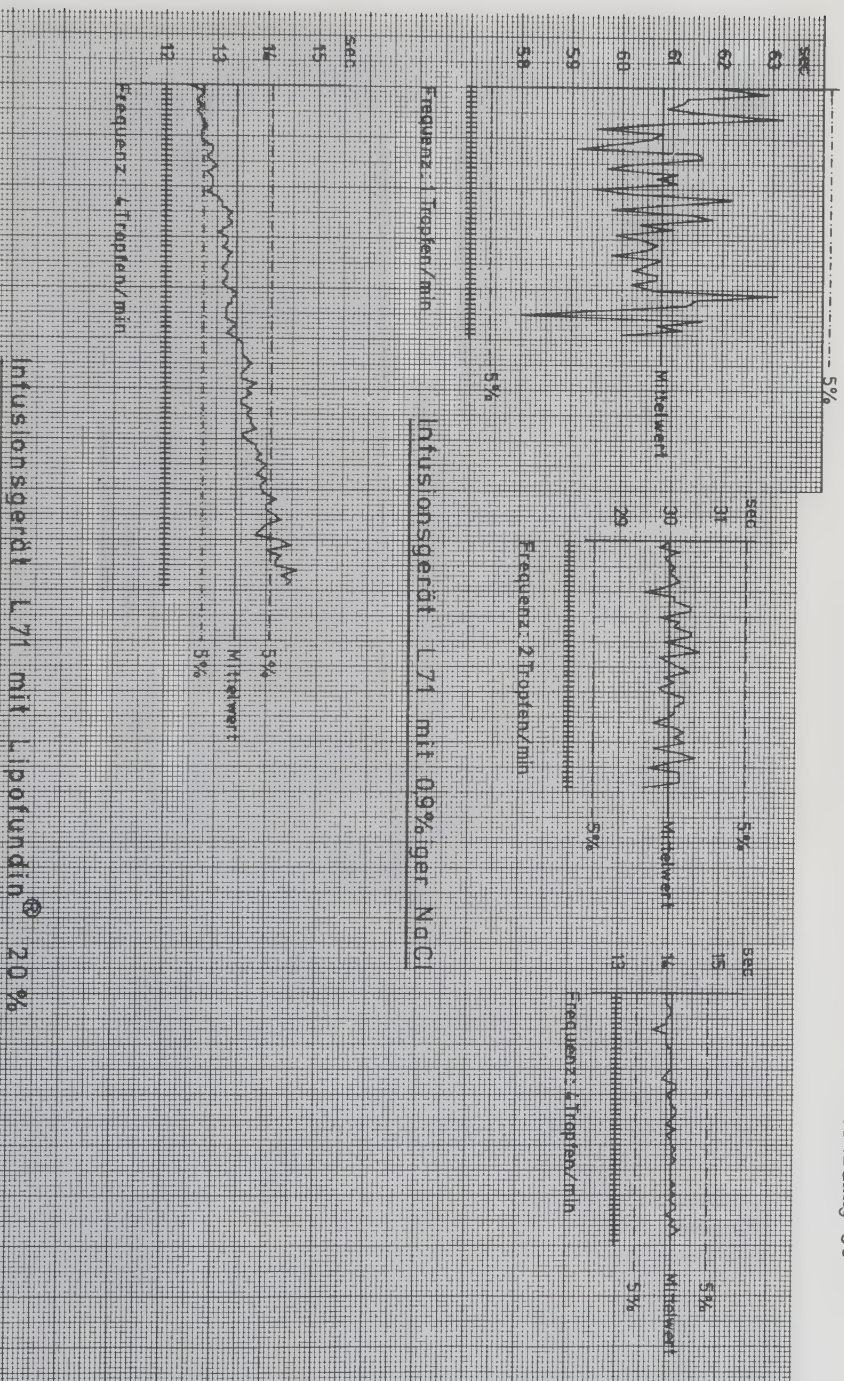


Abbildung 29



müßten dann allerdings Versuche vorausgehen, um auf empirischem Wege die günstigste Form zu finden, da eine rein theoretische Berechnung kaum zum Erfolg führen dürfte.

Zusammenfassung.

Der Frequenzgang herkömmlicher Infusionsgeräte beeinflußt im Bereich unter 10 Tropfen/min die Einstellgenauigkeit der Durchflußgeschwindigkeit in zunehmendem Maße. Das gilt für die mechanische wie für die elektronische Steuerung bzw. Regelung gleichermaßen. Der Frequenzgang ist vom Verhältnis der für die Adhäsion des Tropfens bzw. der Luftbläschen wirksamen Fläche an Einlaufstutzen bzw. -kanüle abhängig. Der Quotient aus Tropfenvolumen und Bläschenvolumen muß in jedem Fall eine ganze Zahl sein. Je größer diese Zahl, umso besser der Frequenzgang. Die Abmessungen von Belüftungskanal und Einlaufstutzen sind zu diesem Zweck am besten empirisch zu ermitteln.

4.11 Einkammrige Systeme mit getrennter Belüftung.

Vor wenigen Jahren noch wurden Tropfenzählkammern hergestellt, die aus einer in sich und nach außen abgeschlossenen Kammer bestanden und nur in Verlängerung des Einlaufstutzens eine Einstechvorrichtung besaßen. (Auf diesem Prinzip beruhen z. Z. die Transfusionsgeräte). Damit konnte der Gummistopfen durchstoßen und so eine Verbindung zwischen Flasche und Infusionsleitungssystem hergestellt werden. Zusätzlich dazu mußte eine Belüftungskanüle durch den Gummistopfen der Flasche gestochen werden, um den Luftzutritt in die Flasche zu ermöglichen (Abb. 31). Später wurde auf die Kanüle ein Schlauchstück mit Filter aufgezogen. Der Schlauch konnte in die Flaschenaufhängung eingehängt werden.

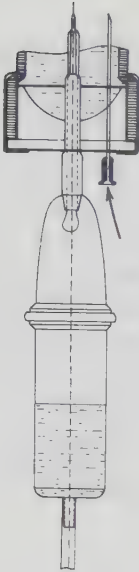
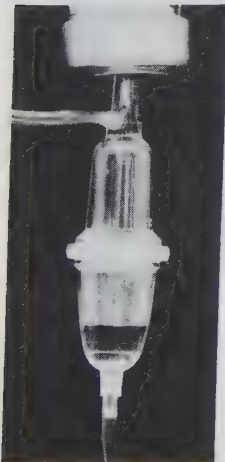


Abbildung 31

Wenn die Spitze des Einstechdorns oberhalb des Niveaus der Spitze der Belüftungskanüle und darüber hinaus die Temperatur der Infusionslösung unterhalb der Umgebungstemperatur lag, war es nicht zu vermeiden, daß die Infusionsflüssigkeit nach Einstich der Belüftungskanüle statt in die Tropfkammer zu strömen aus der Kanüle herauslief und den daranhängenden Schlauch füllte.

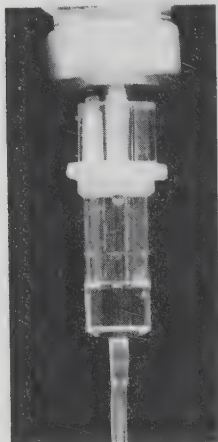
4.12 Einkammrige Systeme mit eingebauter Belüftung (Abb. 32).



Die Spitze der Belüftungskanüle dient der Perforation des Flaschenstopfens. Der Einlaufkanal beginnt unterhalb der Kanülenspitze. Das Infusionsgerät kann jetzt in einem Arbeitsgang mit dem Vorratsbehälter verbunden werden. Das Druckgefälle zwischen Kanülenspitze und Einlaufkanal verhindert den Einstrom von Flüssigkeit in das Belüftungssystem weitgehend.

Abbildung 32

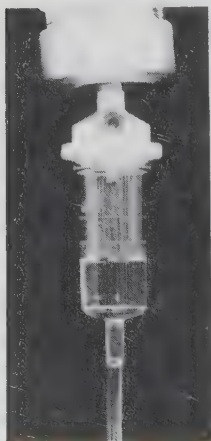
4.13 Zweikammrige Systeme.



Diese Infusionsgeräte besitzen zwei von einander getrennte, übereinander liegende Kammern. Der Einstechdorn führt mindestens zwei Kanäle, deren einer Luft in die Flasche und der andere Infusionsflüssigkeit aus der Flasche leitet. Die Luft gelangt durch einen sterilen pyrogenfreien Filter aus der oberen Kammer über einen der beiden Kanäle in die Flasche. Das Infusionsbesteck kann in einem Arbeitsgang mit der Infusionsflasche verbunden werden (Abb. 33).

Abbildung 33

4.14 Varianten.



- Bisher wurden für die Filter in Infusionsgeräten Zellstoffwatte oder Schaumstoff verwendet. Wurden derartige Filter naß, so mußten sie in dem Augenblick als potentielle Keimträger betrachtet und das Infusionsgerät ausgetauscht werden. Die Entwicklung eines neuartigen hydrophoben Filters stellt in dieser Hinsicht eine Verbesserung dar. Dieser Filter kann im Infusionsgerät statt wie bisher in vertikaler nun in horizontaler Lage angebracht und damit auf eine zweite Kammer verzichtet werden (Abb. 34).

Abbildung 34

Der Einstechdorn von Infusionsgeräten.

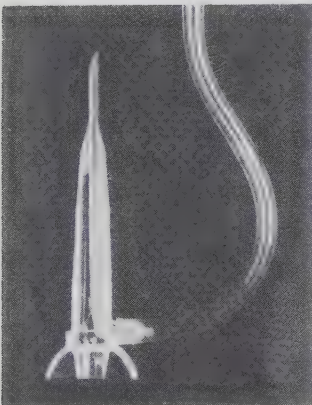
Der Einstechdorn muß folgende Bedingungen erfüllen:

1. Er muß die Perforation der Gummistopfen von Infusionsflaschen ohne größeren Kraftaufwand ermöglichen.
2. Er darf auch bei mehrfacher Perforation nicht abbrechen oder sich verbiegen.

Die Funktionstüchtigkeit ist dabei von folgenden Parametern abhängig:

1. vom Reibungskoeffizienten zwischen Gummi und Kunststoff des Einstechdorns (u. a. Oberflächenbeschaffenheit des Kunststoffs);
2. von der Gesamtlänge des Einstechdorns;
3. von seiner äußeren Form;
4. von seinem mittleren Durchmesser.

Der Einfluß dieser Parameter wird anhand der Schemata Abb. 38 deutlich.



Da der Dorn sowohl Einlauf- wie Belüftungskanal enthält, sind den auf theoretischem Wege ermittelten Werten in der Praxis Grenzen gesetzt. Das betrifft vor allem Gesamtlänge und mittleren Durchmesser des Dorns, wie aus den Abb. 35 - 37 ersichtlich wird.

Abbildung 35: Infusionsgerät Braun
"Normafix"

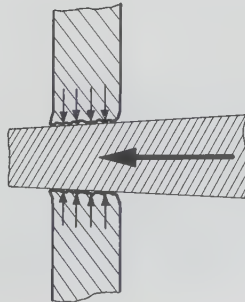
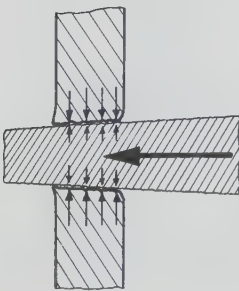
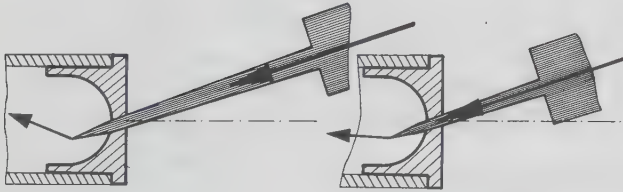
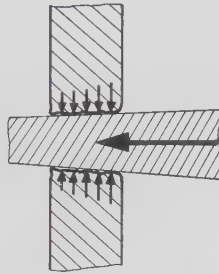
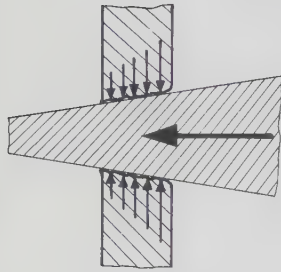
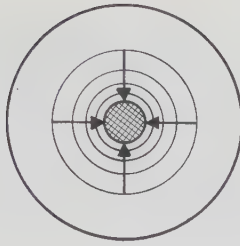
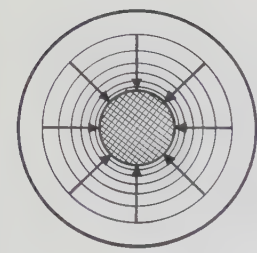


Abbildung 36: Infusionsgerät R 71
Pfrimmer/Transcodan



Abbildung 37:
Variante

Nach bisheriger Anschauung ist für die Funktionstüchtigkeit der Infusionsgeräte eine positive Potentialdifferenz zwischen Belüftungskanal und Einlaufkanal erforderlich. Man war daher bestrebt, diese Differenz möglichst groß zu halten, was nur durch eine entsprechende Gesamtlänge des Einstechdorns zu erreichen war. Für Infusionsflaschen, die unter atmosphärischem Druck abgefüllt wurden, ist dies auch jetzt noch von Bedeutung, insbesondere bei starrwandigen Infusionsgeräten (siehe S. 55). Da aber neuerdings in zunehmendem Maße die Befüllung der Flaschen unter Vakuum erfolgt, ist die Funktionstüchtigkeit der Geräte auch bei einer geringfügigen negativen Potentialdifferenz von 2 bis 3 mm zwischen Belüftungs- und Einlaufkanal gewährleistet.



Oberflächenbeschaffenheit

äußere Form

Gesamtlänge

mittlerer Durchmesser

Wenn nämlich die Querschnittsöffnung des Einlaufkanals die Querschnittsfläche des Belüftungskanals um ein Vielfaches übersteigt, verhindern Oberflächenspannung der Flüssigkeit, sowie das positive Druckgefälle zwischen Umgebung (atmosphärischer Druck) und Vakuum in der Flasche den Einstrom der Flüssigkeit in den Belüftungskanal. Ist aber im Belüftungskanal erst eine aufwärtsgerichtete Luftströmung entstanden, so bleibt sie auch nach Druckausgleich erhalten, so daß der Flüssigkeitsstrom im Einlaufkanal ebenfalls gleichgerichtet bleibt.



Die Vorteile eines derartigen Einstechdorns liegen auf der Hand (Abb. 39):

1. Der Einlaufkanal verläuft geradlinig.
2. Für den Einlaufkanal kann eine weitlumige Stahlkanüle verwendet werden.
3. Die Spitze der Stahlkanüle schneidet den Flaschenstopfen ein, so daß seine Perforation relativ mühelos gelingt.
4. Die Stahlkanüle kann in einen schlangenkönischen Kunststoffmantel eingehüllt werden, der eine parallel zur Kanülenwand verlaufende Rinne aufweist, die als Belüftungskanal dient.

Abbildung 39

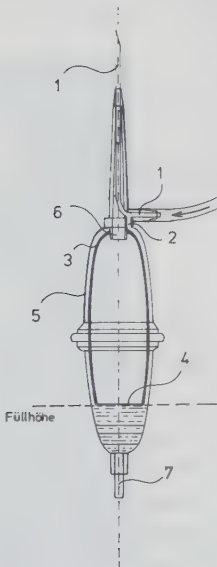
5. Die Gesamtlänge des so entstandenen Einstechdorns kann auf die Hälfte reduziert werden.

Herstellung des Flüssigkeitsspiegels im Infusionsgerät.

Je nachdem, ob das Infusionsgerät aus flexiblem oder starrem Kunststoff besteht, kann der Flüssigkeitsspiegel in ihm mehr oder weniger leicht eingestellt werden. Bei einer starren Tropfkammer muß nach Herstellung der Verbindung zur Flasche das Schlauchsystem zunächst gefüllt und anschließend über das Niveau der Tropfkammer emporgehoben werden, bis sich ein ausreichender Spiegel in der

Tropfkammer einstellt. Infusionsgeräte mit flexiblem Mantel brauchen dagegen nur zusammengedrückt und wieder losgelassen werden. Der dabei entstehende Sog zieht die Flüssigkeit aus der Flasche in die Tropfkammer. Um einen allzuschleunigen Flüssigkeitseinstrom in das Gerät mit der damit verbundenen Bläschenbildung zu vermeiden, ist der Ansaugvorgang durch langsames Loslassen zu dosieren.

Werden Infusionslösungen verwendet, die unter Vakuum in die Flasche eingefüllt wurden, so spritzt die Flüssigkeit nach Perforation des Flaschenstopfens infolge Druckausgleichs automatisch in das Infusionsgerät und erzeugt hier einen ausreichenden Spiegel. Nachteilig dabei wirken sich die mit der Flüssigkeit mitgerissenen Gasbläschen aus, die sich an den Wänden der Tropfkammer und eines Teils des Infusionsschlauches festsetzen und schwer ausgespült werden können (Abb. 52 S.88 ff.).



Vorschlag zur automatischen Füllung starrwandiger Infusionsgeräte am Beispiel des Braun'schen Infusionsgerätes (Abb. 40).

Vom Belüftungskanal 1 zweigt ein Entlüftungskanal 2 ab, der in Verbindung mit einer parallel zur Gehäusewand 5 verlaufenden transparenten Trennwand 3 steht. Die Trennwand 3 schließt sich ringförmig so um den Einlaufstutzen 6, daß dessen unteres Ende noch in die Tropfkammer hineinragt. Die Trennwand 3 hat eine horizontal verlaufende ringförmige Unterkannte 4. Ihre Höhe über dem Auslauf-

Abbildung 40

stutzen 7 bestimmt die Füllhöhe der Tropfkammer.

Funktion: Wird das Gerät mit der Infusionsflasche verbunden und bleibt der Schlauch zunächst geschlossen, so strömt Infusionsflüssigkeit spontan aus der Flasche in die Tropfkammer, bis der Spiegel die Unterkante 4 der Trennwand 3 erreicht hat. Die Kammer wird bis dahin über den Hohlraum zwischen Gehäusewand 5 und Trennwand 3, sowie die Kanäle 2 und 1 entlüftet. Mit Erreichen der Unterkante 4 der Trennwand 3 wird wegen der Oberflächenspannung der Flüssigkeit dieses Entlüftungssystem durch die Flüssigkeit verschlossen. Nach Öffnung des Durchflußreglers bleibt die Füllhöhe in der Kammer wie gewöhnlich unverändert.

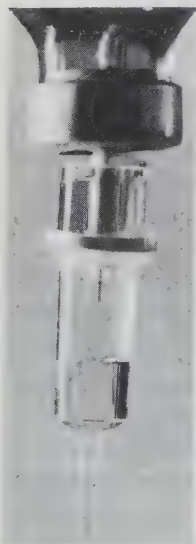
Um die Oberflächenspannung der Flüssigkeit ausnützen zu können, sollte der Abstand zwischen Trennwand 3 und Gehäusewand 5 etwa 1 bis 2 mm betragen. Wesentlich geringere Abstände sind wegen der Gefahr der Kapillarattraktion zu vermeiden.

Besteht der Belüftungskanal wie beim Braun'schen Infusionsgerät aus einer gekrümmten Stahlkanüle, so ist es zweckmäßig, den Teil des Kanals unmittelbar nach der Krümmung aus Kunststoff zu fertigen, um den Anschluß an den Entlüftungskanal leichter herstellen zu können.

Die "vorbereitete" Infusion.

Aus einem falsch verstandenen Rationalisierungsbedürfnis heraus werden häufig sämtliche für einen Tag verordneten Infusionen gleichzeitig "vorbereitet", d. h., es wird nicht nur das Besteck der 1. Infusion mit der Infusionsflasche verbunden, sondern ebenso alle weiteren. Dies geschieht im allgemeinen frühmorgens. Die Infusionsflaschen kommen direkt aus Kühlraum oder Keller und haben infolgedessen eine weit niedrigere Temperatur als die Umgebung. Abgesehen davon, daß es zweifelhaft ist, daß sich die Flüssigkeit beim Durchlauf durch das Infusionsleitungssystem bereits auf

Zimmertemperatur erwärmt, ergibt sich daraus ein weiterer Nachteil. Luft erwärmt sich schneller als wäßrige Lösungen. Demzufolge wird das Luftpilster, welches sich in der aufgehängten Flasche über dem Flüssigkeitsspiegel befindet, schneller erwärmt als die Flüssigkeit selbst. Durch die Ausdehnung der so erwärmten Luft entsteht ein Überdruck in der Flasche, der sich über die Tropfkammer und den Infusionsschlauch ausgleicht. Da jedoch der Schlauch durch die Schlauchklemme verschlossen und das Luftvolumen in der Tropfkammer kleiner als das Luftvolumen in der Flasche ist, füllt sich der luftzuführende Teil der Tropfkammer mit Infusionsflüssigkeit (Abb. 41). In ungünstigen Fällen durchdringt die Flüssigkeit den Filter. Wenn eine solchermaßen unbrauchbar gewordene Tropfkammer nicht ausgewechselt wird, wird sie über kurz oder lang zu einem Keimreservoir und damit zu einer Gefährdung für den Patienten. Wird nämlich der Durchflußregler geöffnet und die Infusion angelegt, so tritt die nun nicht mehr keimfreie Lösung aus dem luftzuführenden Teil der Tropfkammer wieder in die Flasche ein und vermischt sich mit der übrigen Lösung.



Vor der gelegentlich geübten Praxis, die Infusionen bereits am Abend oder während der Nacht durch die Nachtschwester vorbereiten zu lassen, muß in diesem Zusammenhang nachdrücklich gewarnt werden. Infusionsbestecke sind nur als geschlossene Systeme steril und pyrogenfrei. In dem Augenblick, in dem das Besteck aus seiner sterilen Verpackung herausgenommen und nur mit der Infusionsflasche verbunden wird, ist es ein offenes System, bei dem weder Sterilität noch Pyrogenfreiheit garantiert werden können.

Als Eintrittspforten für Keime kommen hierbei in Frage:

Abbildung 41

1. der Einstichkanal im Gummistopfen der Flasche nach Perforation durch den Einstechdorn der Tropfkammer;
2. das Belüftungssystem der Tropfkammer;
3. das untere offene Ende des Infusionsschlauches.

Erläuterungen.

Zu Punkt 1: Der Einstechdorn ist mit einer Schutzkappe versehen. Wird beim Abziehen der Kappe oder bei der Perforation des Gummistopfens der Dorn unsteril berührt, können an ihm Keime haften bleiben. Es muß mit der Möglichkeit gerechnet werden, daß diese Keime bei der Perforation des Stopfens nicht vollständig am Gummi abgestreift und so teilweise in die Infusion überimpft werden. Durch längere Lagerung können Elastizität und Dehnbarkeit des Gummistopfens reduziert sein, so daß zwischen Einstechdorn und Stopfen Kapillarspalten entstehen, die den Übertritt von Keimen in die Lösung begünstigen.

Zu Punkt 2: Die für Infusionsbestecke verwendeten Filter sind an sich absolut keimhemmend, solange sie trocken sind. Kommen sie jedoch aus einem der oben genannten Gründe mit Infusionsflüssigkeit in Berührung, so ist ihr Filtrationsvermögen eingeschränkt bis aufgehoben. Das gilt nicht für die neuentwickelten hydrophoben Filter, die wasserabweisend bleiben bis zu einem Druck von 0,3 atü.

Zu Punkt 3: Das untere Ende des Infusionsschlauches bleibt durch eine mit Filter versehene Schutzkappe potentiell keimfrei, solange der Schlauch nicht über seine Gesamtlänge mit Flüssigkeit gefüllt oder die Kappe entfernt wurde.

Die unbemerkt auslaufende Infusion.

Eines der Hauptprobleme der heutigen Infusionstechnik beruht auf den Schwierigkeiten, die sich aus einem unkontrollierten Auslaufen der Infusionen ergeben können. In gut 90 % der Fälle kommt der Flüssigkeitsstrom im Infusionsschlauch nach einiger Zeit zum Stehen. Als Ursachen dafür kommen in Frage:

1. Der in horizontaler Lage physiologischerweise positive periphere Venendruck;
2. die äußere Reibung der Flüssigkeitsmoleküle an der Schlauchinnenwand;
3. die innere Reibung der Flüssigkeitsmoleküle untereinander.

Der Einfluß der Punkte 2 und 3 läßt sich in einfacher Weise demonstrieren:

Läßt man in einem vertikal hängenden Infusionsschlauch, dessen unteres Ende offen bleibt, Flüssigkeit einlaufen, dann fließt der überwiegende Teil durch die untere Öffnung heraus, während ein kleiner Rest als Flüssigkeitssäule über der Öffnung stehenbleibt. Da der Schlauch jedoch in seinem unteren Abschnitt bei angelegter Infusion nahezu horizontal bzw. siphonförmig verläuft, beträgt die tatsächliche Flüssigkeitssäule, die auf diese Weise zustandekommt, mehrere Zentimeter. Befindet sich dagegen der Patient während der letzten Phase der Infusion nicht in horizontaler Rückenlage und die Venenpunktionsstelle zu diesem Zeitpunkt mehr als 10 - 15 cm über dem rechten Vorhof des Herzens, so kann der an dieser Stelle meßbare Venendruck negative Werte annehmen. In diesem Fall läuft der Infusionsschlauch leer. Bleibt das Druckgefälle erhalten, muß u. U. sogar mit einer Luftembolie gerechnet werden. Dasselbe gilt für hypotone Patienten, sowie solche mit einem Cava-Katheter (siehe dort) und selbstverständlich für Überdruck-Infusionen.

In allen Fällen, bei denen auf eine starre Extremitätenfixierung verzichtet wird, sollte daher die Endphase der Infusion auf jeden Fall ständig beobachtet werden.

Gasbläschen im Infusionsleitungssystem.

Die im Schlauch tiefertretende Infusionsflüssigkeit reißt beim Verlassen der Tropfkammer Luft mit sich, welche im weiteren Verlauf bis zur Kanüle oder zum Katheter vordringen kann. Bei länger liegenden Infusionen setzen sich im Schlauch mitunter ebenfalls Gasblasen fest, deren Volumen ständig zunimmt. Gelegentlich kann man beobachten, daß diese Bläschen vom Flüssigkeitsstrom mitgerissen werden (Abb. 42 b, S. 67) und dann im allgemeinen vor der Kanülenöffnung hängenbleiben. Ob dadurch ein sich anbahnender thrombotischer Verschuß der Kanüle gefördert wird, ist zweifelhaft. Das Eindringen der Gasbläschen in die Blutbahn ist zwar denkbar, jedoch wurden bisher in diesem Zusammenhang noch keine Symptome einer Luftembolie beobachtet. Das hängt offenbar damit zusammen, daß aufgrund der günstigen Relation von Bläschenoberfläche/Bläschenvolumen ihre physikalische Lösung im Plasma erleichtert wird, zumal die Bläschen höchstens vereinzelt in die Blutbahn übertreten. Weder aus der Literatur noch aus der Meinungsumfrage konnten Anhaltspunkte entnommen werden, die auf eine Luftembolie derartiger Genese hingewiesen hätten. Hierher gehört auch die Feststellung von ZOLLINGER, daß 5 ml Luft spontan i. v. injiziert keinen Effekt auslösen.



Abbildung 42 a



Abbildung 42 b

Zusammenfassung.

Es waren keine Anhaltspunkte zu finden, die unter normalen Umständen auf eine klinisch manifeste Luftembolie während einer Dauertropfinfusion oder im Gefolge einer unbeobachtet leergelaufenen Infusion hingewiesen hätten. Dagegen muß bei ungünstiger Lagerung, bei hypotonen Patienten und solchen mit einem Vena-Cava-Katheter, sowie bei einer Überdruck-Infusion mit der Möglichkeit einer eventuell massiven Luftembolie gerechnet werden, sofern die Infusion unbeobachtet leerläuft.

4.10 Auslauf-Ventile für Tropfkammern.

Um von vornherein alle Risiken einer unbeobachtet leerlaufenden Infusion auszuschalten, wurden in einigen Veröffentlichungen, sowie Patenten und Gebrauchsmustern Ventile vorgeschlagen, deren Aufgabe es sein soll, den Auslaufstutzen der Tropfkammer zu verschließen, wenn ihr Flüssigkeitsspiegel absinkt. Der Vorteil derartiger Ventile ist darin zu sehen, daß die Tropfkammer für den Anschluß einer neuen Flasche nur umgesteckt werden muß. Bisher mußte das Infusionsleitungssystem vor dem Umstecken entlüftet werden, sofern die vorangegangene Infusion leergerlaufen war. Wird nur dieser Gesichtspunkt ins Auge gefaßt, könnte man in jedem Fall auf eine elektronische Überwachung der Infusion im Sinne der Steuerung (vgl. S. 160 ff.) verzichten. Dann muß allerdings die einwandfreie Funktion derartiger mechanischer Ventile gewährleistet sein, d. h.:

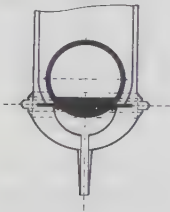
- der Ventilverschluß muß über längere Zeit hinweg absolut dicht sein;
- der Vorgang von Verschluß und Öffnung des Ventils muß beliebig oft reproduzierbar sein.

Bei der Konzeption mechanischer Ventile für Tropfkammern sollte folgendes bedacht werden:

1. Die Ventile müssen den Auslaufstutzen der Tropfkammer verschließen können. Ein vollständiger Verschluß ist nur dann gewährleistet, wenn die sich berührenden Flächen möglichst groß sind. Bei den einander berührenden Flächen dürfen keine Kapillarspalten auftreten. Die in der Spritzgußtechnik vorwiegend verwendeten Kunststoffe sind mehr oder weniger starr. Es ist daher unzweckmäßig, Ventil und Ventilsitz aus demselben Material herzustellen. Verwendet man dagegen für einen der beiden Teile ein dünnes, hochflexibles Material, kann auf die Erzeugung sehr großer Berührungsflächen verzichtet werden.

2. Exakte Abdichtung ist nur durch eine einwandfreie Ventildföhrung zu erzielen. Für die Ventildföhrung in der Tropfkammer kommt entweder der Auslaufstutzen oder die Kammerwand in Frage. Bei Tropfkammern mit eiförmigem oder kegelförmigem Gehäuse kann nur der Auslaufstutzen als Föhrung dienen. Bei zylinderförmigem Gehäuse ist die Ventildföhrung entlang der Gehäusewand vorzuziehen.
3. Aus rationellen Gründen sollte auf eine zusätzliche Rückholvorrichtung verzichtet werden. Daher kommen nur Schwimmerventile in Frage. Je schwerer das Ventil ist, umso besser ist seine Dichtföhmigkeit. Schwere Ventile benötigen großen Auftrieb, damit die der Ventilöföfnung entgegenwirkenden Kräfte Sog und Adhäsion überwunden werden können.

Einige Schwimmerventile in schematischer Übersicht:



1. Kugelventil:

Kugel aus 2 Halbschalen mit tiefsitzendem Schwerpunkt, Material: Hartplastik; Ventilsitz über dem Auslaufstutzen, Dichtlippen, Material: Weich-PVC oder Silikonkautschuk.



2. Kegelventil:

Ventil aus Hartplastik, Ventilsitz mit Dichtlippen aus Weich-PVC.

3. Tellerventil (nach SCHYRA):

Ventilsitz aus Hartplastik, Ventilteller: dünne Silikon-Kautschuk-Membrane, übriges Ventil: Hartplastik.



Abbildung 43

Der Einbau von Ventilen in Tropfkammern ist fertigungstechnisch mit einigem Aufwand verbunden. Deshalb stellt sich die Frage, ob derartige Ventile wirklich eine sinnvolle Ergänzung darstellen.

In einer durch die Kanülen- oder Katheterspitze vorgeschädigten Venenintima kommt es zur Ausbildung von Thromben und zwar je eher, je langsamer die Infusion läuft. Der Zeitfaktor dafür läßt sich wohl kaum exakt feststellen. Wie in einem später folgenden Kapitel über einige Aspekte der mechanischen, chemischen und toxischen Venen-Intima-schädigung im Zusammenhang mit dem Vena-Cava-Katheter (Teil II der vorliegenden Arbeit) noch näher ausgeführt wird (S. 123 ff.), kommt es bei länger liegenden Infusionskanülen oder -kathetern ziemlich regelmäßig zu deren Verschuß durch thrombotische Verlegung der Öffnung. Dieser Vorgang wird sehr wahrscheinlich durch eine allmählich sistierende bzw. bereits zum Stehen gekommene Infusion beschleunigt oder provoziert. Wenn sich auch der Zeitfaktor für den individuellen Fall nicht genau bestimmen läßt, so muß doch damit gerechnet werden, daß der thrombotische Prozeß innerhalb einer halben bis einer Stunde soweit fortgeschritten sein kann, daß es bis dahin bereits zu einer spürbaren Einengung oder sogar zum Verschuß des Lumens gekommen ist. Wird daher die leergelaufene Infusion nicht innerhalb einer halben Stunde entdeckt, so ist trotz des eingebauten Ventils nicht allzuviel gewonnen. Muß nämlich die Infusionstherapie unmittelbar fortgesetzt werden, so wird die Auflösung der Blutgerinnsel durch Spülung des Infusionskanals mit Heparin o. ä. kaum zu umgehen sein, vor allem dann nicht, wenn es bereits zum Verschuß gekommen ist oder wenn die neue Infusion mit geringer Durchflußgeschwindigkeit laufen soll. Wenn der Infusionskanal beim ersten vorsichtigen Spülen nicht spontan frei wird, sollte ein weiterer Versuch mit womöglich größerem Druck auf jeden Fall unterbleiben und statt dessen an anderer Stelle punktiert werden. Die zweite Spülung würde zwar u. U. zum Erfolg führen, d. h., der den Kanal blockierende Thrombus würde möglicherweise abgeschwemmt werden, doch

ist die Gefahr einer dadurch induzierten Thrombembolie der Lunge gegeben.

Infolgedessen ist ein Auslaufventil für Tropfkammern nur dann sinnvoll, wenn es zumindest mit einem einfachen elektronischen Überwachungsgerät gekoppelt ist. Damit ist allerdings seine Verwendungsbreite bereits eingeschränkt.

Zusammenfassung.

Dem Einbau von mechanischen Ventilen in Tropfkammern zur Sicherung einer auslaufenden Infusion ist von technischen und finanziellen Gesichtspunkten abgesehen nur ein begrenzter Wert beizumessen, sofern sie nicht wenigstens mit einfachen elektronischen Überwachungsgeräten gekoppelt werden. In allen Fällen, wo aus personellen oder organisatorischen Gründen die Überwachung von Infusionen, besonders in ihrer letzten Phase, nicht sichergestellt werden kann, sollte daher die elektronische Überwachung eventuell in Verbindung mit Auslaufventilen ins Auge gefaßt werden.

4.100 Infusionsgeräte zur direkten Messung der Durchflußrate.

Die bisherigen Infusionsgeräte basieren auf dem Tropfkammervorgehen. Die damit verbundenen Fehler und Fehlerquellen wurden in den vorstehenden Kapiteln eingehend erörtert und durch entsprechende Versuche nachgewiesen. Davon abgesehen ist das Verfahren, sofern eine möglichst große Genauigkeit angestrebt wird, relativ zeitraubend. Dies kann auch kaum durch Routine allein ausgeglichen werden. Vom Verfasser wurden deshalb zwei verschiedene Geräte zur direkten Messung der Durchflußrate entwickelt, die von der technischen Konzeption her kaum aufwendiger sind als herkömmliche Tropfkammern.

Dabei wurde davon ausgegangen, daß eine direkte Durchflußmessung mit Sicherheit einige systembedingte Fehlerquellen der Tropfkammern ausschaltet und die aus einer Massenproduktion resultierenden Ungenauigkeiten kaum größer einzuschätzen sind, als bei herkömmlichen Geräten. Der wesentliche Vorteil ist darin zu sehen, daß mit diesen Durchflußmeßgeräten der Fortgang einer Infusion auf einen Blick zu erfassen ist und jede Abweichung vom voreingestellten und fixierten Wert direkt mit dem mechanischen Durchflußregler korrigiert werden kann. Fehler seitens des Infusionsleitungssystems dagegen können diese Geräte ebenso wenig automatisch korrigieren wie die Tropfkammern.

Nachstehend werden Prinzip und Funktion der Durchflußmesser anhand der Abb. 44 - 46 erläutert.

Nach Abb. 44 besteht der eine Durchflußmesser aus einem Einstechdorn 1, der einen Einlaufkanal 2, einen dazu parallel verlaufenden Belüftungskanal 3, sowie eine horizontal angeordnete Filterkammer 6 mit Filter 5 und Filterkappe 4 enthält.

In einem Gerätekörper 7 aus transparentem Kunststoff befindet sich in geradliniger Verlängerung zum Einlaufkanal 2 ein vertikal angeordneter Meßkonus 8, der sich nach unten erweitert. Der Meßkonus 8 enthält einen Schwimmer 9 in Doppel-Kegel-Form. Beiderseits vom Meßkonus 8 sind auf Vorder- und Rückseite des Gerätekörpers 7 Meßskalen 11 angebracht. Mit einem Läufer 10 kann die Stellung des Schwimmers 9 im Meßkonus 8 fixiert werden. Der Meßkonus 8 wird unten durch einen Auslaufstutzen 12 begrenzt, an den das Infusionsleitungssystem angeschlossen wird.

Funktion und Bedienung: Nachdem die Verbindung zwischen Gerät und Infusionsflasche hergestellt ist, wobei der mechanische Durchflußregler vorher geöffnet wurde, strömt die Flüssigkeit durch den Einlaufkanal 2 in den Meßkonus 8. Da zur Füllung des Leitungssystems zu Beginn eine größere Durchflußgeschwindigkeit erwünscht ist als dem Meßbereich

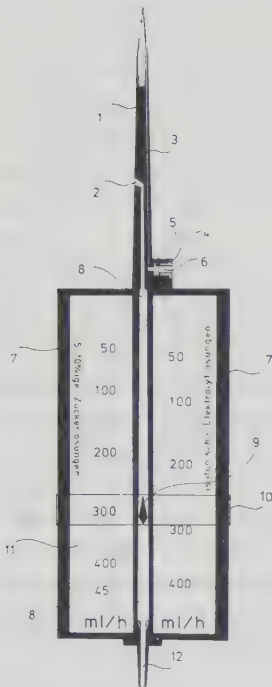


Abbildung 44

des Gerätes entspricht, ist der Auslaufkanal 12 im oberen Teil gefächert, damit die Flüssigkeit, die den Schwimmer 9 in den Auslaufkanal 12 drückt, durch den Fächer ungehindert ausströmen kann. Wenn die Infusion nach blasenfreier Füllung des Leitungssystems angelegt wird, kann mit dem mechanischen Durchflußregler am Schlauch die erforderliche Durchflußrate mit Hilfe des Schwimmers 9 anhand der Meßskalen 11 eingestellt werden. Die Position des Schwimmers 9 wird anschließend mit dem Läufer 10 markiert. Damit ist jede eventuell später auftretende Abweichung vom voreingestellten Wert sofort zu erkennen. Dies bedeutet eine wesentliche Erleichterung für die Infusionsüberwachung und -korrektur.

Die Stellung des Schwimmers im Meßkonus steht, abgesehen vom Einfluß des spezifischen Gewichts der jeweiligen Infusionslösung auf den Vorgang (s. u.), in direkter Beziehung zur Durchflußrate. Dies ergibt sich aus folgender Überlegung: Der Impuls der strömenden Flüssigkeitsmoleküle auf seine dem Flüssigkeitsstrom zugewandte Oberfläche drückt den Schwimmer im Konus nach unten. Diesen Kräften wirkt die Resultierende aus Gewicht und Auftrieb des Schwimmers entgegen. Durch den konischen Verlauf der Wand des Meßkonus entsteht zwischen ihr und dem Schwimmer, dessen Durch-

messer nicht größer sein darf als der der oberen Konusöffnung, je nach seiner Stellung im Konus eine im Querschnitt mehr oder weniger kreisringförmige Öffnung. Der Flüssigkeitsstrom muß diese Öffnung passieren. Da sich wegen der Konstanz der Strömungsgeschwindigkeit der Öffnungsquerschnitt umgekehrt proportional zur Stromstärke verhält, wandert der Schwimmer im Flüssigkeitsstrom solange auf- oder abwärts, bis sich die wirksamen Kräfte im Gleichgewicht befinden.

Im Gleichgewicht der Kräfte wird der Schwimmer im Meßkonus in der Schwebelage gehalten. Diese Stellung ist wegen der Konstanz aller übrigen Parameter in dieser Phase nur noch abhängig von der Stromstärke, d. i. die Durchflußrate.

Im Gegensatz zu den herkömmlichen Tropfkammern, bei denen die Durchflußrate von Tropffrequenz und Tropfenvolumen bestimmt wird, das seinerseits von der Oberflächenspannung der jeweiligen Flüssigkeit abhängt, ist die exakte Messung der Durchflußrate mit dem Durchflußmeßgerät an das spezifische Gewicht der Lösung gebunden. Deshalb sind dafür verschiedene standardisierte Meßskalen vorgesehen. Um die Anzahl der Skalen in überschaubaren Grenzen halten zu können, müssen hierbei Fehler in Kauf genommen werden, die jedoch um die 5 %-Grenze pendeln.

Der Einstechdorn des starrwandigen Geräts wurde bewußt größer dimensioniert als bisher üblich, damit seine Flüssigkeitsverdrängung an das Füllungsvolumen des Meßkonus heranreicht und dadurch zu Beginn eine ausreichende Flüssigkeitsäule im Konus erzielt wird. So kommt der Flüssigkeitsausstrom aus der Flasche auch dann in Gang, wenn diese unter atmosphärischem Druck abgefüllt wurde.

Der Meßbereich des Gerätes und seine Genauigkeit läßt sich beliebig variieren. Wenn man bei dem vorstehend beschriebenen Gerät den Öffnungswinkel des Konus vergrößert oder verkleinert unter Beibehaltung des Durchmessers des Schwimmers, verändert sich damit automatisch der Meßbereich.

Unterteilt man den Konus in zwei Etagen, wobei sich die Öffnungswinkel zwischen oberer und unterer Etage wie 1 : 2

oder 1 : 3 verhalten, gelangt man zu einem Universalgerät mit zwei Meßbereichen. Der obere Bereich reicht dann bei hoher Meßgenauigkeit z.B. von etwa 10 - 50 oder 100 ml/h, der untere von 50 bzw. 100 - 500 ml/h.

Da das gesamte Gerät aus Kunststoff im Spritzgußverfahren hergestellt wird, kommt für den Schwimmer eine Kugelform wegen der dabei unvermeidlichen Nahtbildung nicht in Frage. Infolge der freien Drehbarkeit der Kugel um jede Achse ist der aus der Nahtbildung resultierende Meßfehler nicht mehr kalkulierbar.

Versuche mit handgefertigten Modellgeräten nach der Standardkonzeption haben folgendes ergeben:

1. Der Schwimmer muß, um wirklich frei beweglich zu sein, in jeder Stellung im Flüssigkeitsstrom stabilisiert sein (nur so läßt sich die Wand-zu-Wand-Haftung vermeiden).
2. Einwandfreie Stabilisierung ist nur durch die Doppel-Kreiskegelform zu erreichen, wobei die Höhe des oberen Kegels größer als die des unteren sein muß.
3. Der Schwimmer reagiert auf geringfügige Veränderungen der Durchflußrate spontan.
4. Mit der in Abb. 45 dargestellten Querschnittsform ist der Gerätekörper am handlichsten.

Eingehende Untersuchungen über die Funktionstüchtigkeit des Gerätes sind erst zum Zeitpunkt der Serienproduktion möglich, insbesondere auch Vergleiche mit herkömmlichen Tropfkammern bezüglich der Meßgenauigkeit.

Eine Alternativlösung zum vorstehenden Gerät ist in den Abb. 46 und 47 dargestellt. Wie ein Vergleich mit Abb. 44 zeigt, wurde hier anstelle des Meßkonus ein Meßzylinder 8

Anmerkung: Nachträgliche Recherchen haben ergeben, daß die Grundidee des Gerätes (vertikal angeordnete, nach unten konisch erweiterte Röhre mit Schwimmer) bereits in dem U.S.Pat. Nr. 3.521.635 vom 28. Juli 1970 verankert ist.

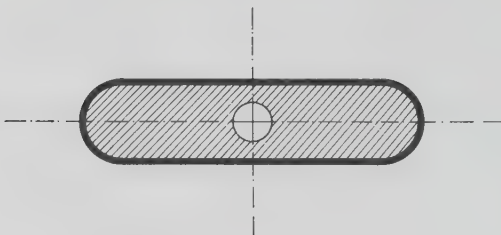


Abbildung 45

verwendet, in dem sich eine Schrauben-Druckfeder 9 befindet, auf deren oberem Ende eine Stahlkugel 10 sitzt. Ein Schlauchanschlußstück 11 wird von unten auf den Meßzylinder 8 aufgesteckt. Es enthält zwei konzentrische zueinander abgestufte Bohrungen, deren obere denselben Durchmesser aufweist wie der Meßzylinder 8, während die kleinere darunter den Auslaufkanal 12 bildet. Durch diese Stufe besitzt die Schraubenfeder 9 an ihrem unteren Ende ein Widerlager. Weiterhin fällt auf, daß dieses Gerät anstelle mehrerer Meßskalen nur über eine einzige Skale 13 verfügt, wobei deren Zahlenreihen beidseits vom Meßzylinder 8 angebracht sind. Ein Blick auf Abb. 47 zeigt, daß weder die Feder 9 noch die Kugel 10 die Wand des Meßzylinders 8 berühren. Der Grund dieser Anordnung beruht auf ihrem Funktionsprinzip:

Je nach Stromstärke im Meßzylinder 8 wird die Kugel 10 durch den Impuls der Flüssigkeitsmoleküle auf ihre dem Flüssigkeitsstrom zugewandte Oberfläche mehr oder weniger stark gegen die Kraft der Feder 9 nach unten gedrückt. Damit wandert die Kugel 10 im Meßzylinder 8 abwärts und zwar solange, bis sich Kraft (= Impuls der Flüssigkeit auf die Kugeloberfläche) und Gegenkraft (der Druckfeder 9) im Gleichgewicht befinden. Derselbe Vorgang wiederholt sich bei nachlassender Stromstärke in umgekehrter Weise. Dies

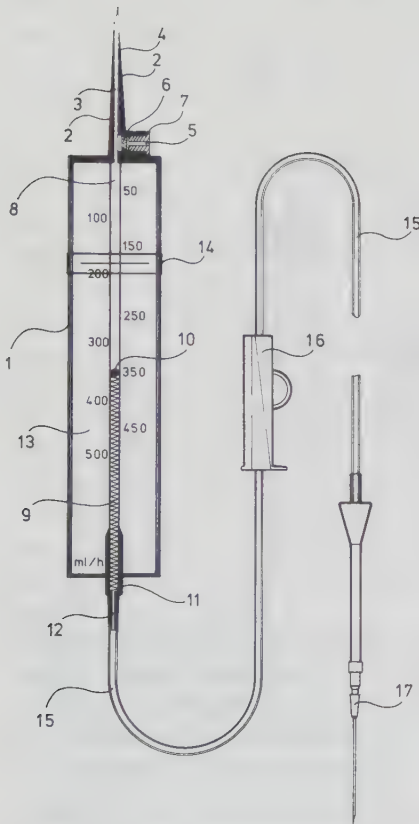


Abbildung 46

ist allerdings nur möglich, wenn die Flüssigkeit zwischen Kugel 10 und der Wand des Meßzylinders 8 abströmen kann. Um die optimale Wirksamkeit des Systems auszuschöpfen, muß

1. die freie Querschnittsfläche zwischen Kugel und Zylinderwand gerade so groß sein, daß die dem Meßbereich des Geräts entsprechende Flüssigkeitsmenge/ Zeiteinheit (= Durchflußrate) bei normalem Druckgefälle (zwischen Flüssigkeitsspiegel in der Vorratsflasche und Kanülen- bzw. Katheterspitze) gerade noch hindurch gelangt
2. die Kraft der Feder so klein als irgend möglich gehalten werden

3. die Feder einen möglichst großen Federweg haben.

Die in den vorstehenden Punkten genannten Bedingungen sind von folgenden Parametern abhängig:

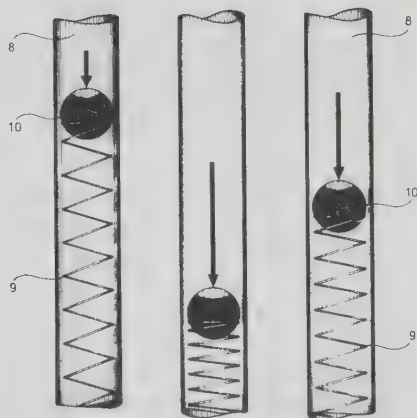


Abbildung 47

1. Federkraft und Federweg

vom Material und Durchmesser des Federdrahts, sowie von der Steigung der Spiralen und diese wiederum vom Durchmesser der Feder;

2. Durchmesser des Meßzylinders

vom Durchmesser der Feder im Verhältnis von ca. 10 : 9;

3. Kugeldurchmesser

vom Durchmesser des Meßzylinders und dem Meßbereich des Gerätes.

Wie aus der Funktionsbeschreibung hervorgeht, ist der Meßvorgang mit diesem Gerät vom spezifischen Gewicht der jeweiligen Infusionslösung unabhängig. Damit wird hier erstmals die Durchflußrate tatsächlich direkt ermittelt, so daß man mit einer einzigen linearen Meßskala auskommt. Dieser

beachtliche Vorteil gegenüber dem ersten Durchflußmesser wird allerdings mit einem Nachteil erkauft. In der Spritzgußtechnik bereitet die Entformung einer längeren zylindrischen Röhre mehr Schwierigkeiten als die einer konischen.

Selbstverständlich kann anstelle der Stahlkugel auch jeder anders geformte Körper verwendet werden, z. B. eine Halbkugelschale, Scheibe o. dgl., sofern die Funktionsfähigkeit des Systems dadurch verbessert oder zumindest nicht beeinträchtigt wird. Allerdings hat die Stahlkugel den Vorzug, daß sie eine allseits glatte Oberfläche besitzt und die Größenschwankungen innerhalb einer Serie im Bereich von 10^{-3} mm liegen, eine Maßgenauigkeit, die sich bei gespritzten Kunststoffkörpern auf keinen Fall garantieren läßt.

Die Vergrößerung oder Verkleinerung des Meßbereichs, sowie die Erhöhung der Meßgenauigkeit ist, wie bereits angedeutet, bei diesem Gerät jederzeit möglich und nur vom Verhältnis der Durchmesser von Kugel und Meßzylinder, sowie dessen Länge abhängig.

Die sekundenschnelle Füllung des gesamten Infusionsleitungssystems wird durch eine Erweiterung des unteren Abschnitts des Meßzylinders 8 um wenige Zehntelmillimeter erreicht, die unmittelbar unterhalb der letzten Eichmarke der Meßskala 13 beginnt und bis zur Stufe im Schlauchanschlußstück 11 reicht.

Nachtrag.

Versuche entsprechend der ursprünglichen Konzeption des Gerätes mit Feder und Kugel haben entgegen ersten Berechnungen folgendes ergeben:

1. Die ausreichende Funktion des Gerätes, d. h., die Messung kleiner Durchflußmengen in der Größenordnung von ca. 50 ml/h ist nur mit extrem schwachen Federn zu erzielen (Federdraht-Durchmesser um 0,05 mm).

2. Durch die ursprünglich vorgesehene Stahlkugel wird eine derart schwache Feder jedoch so stark vorkomprimiert, daß eine Messung in der angegebenen Größenordnung unmöglich wird.

Demzufolge mußte auf eine dünnwandige, kreisförmig gestanzte Plastikscheibe ausgewichen werden. Sie liegt dem oberen Federende auf, welches jetzt die Anzeigefunktion der Kugel übernimmt. Deshalb wurden die letzten Federwindungen eng aneinander gelegt.

Anmerkung: Für dieses Infusionsmeßgerät wurde beim Deutschen Patentamt in München der Gebrauchsmustersowie Patentschutz beantragt.

Durch die mehr oder weniger direkte Messung der Durchflußrate und die besondere Anordnung der funktionellen Teile wird die elektronische Infusionsüberwachung und -regelung (siehe dort!) stark vereinfacht, wenn die Geräte als Meßstrecke einer Steuerkette oder eines Regelkreises verwendet werden, da jetzt auf mindestens ein Verstärkerglied, sowie das Integrationsglied mit nachgeschalteten Begrenzerstufen verzichtet werden kann. Wenn sich eine der beiden Konstruktionen in der Praxis bewährt hat, sollte das ganze Gerät, besonders aber seine funktionellen Teile einschließlich der Meßskalen genormt werden, um von vornherein das heillose Durcheinander zu vermeiden, das leider bei den Tropfkammern zu beobachten ist.

Zusammenfassung.

Es wurden Bau, Funktion und Bedienung zweier verschiedener Infusionsmeßgeräte erläutert, die bezogen auf die herkömmlichen Tropfkammern einen wesentlichen Fortschritt auf infusionstechnischem Gebiet darstellen. Mit ihrer Hilfe kann erstmals die Durchflußrate (ml/h) von Infusionslösungen hinreichend exakt auf mehr oder weniger direktem Wege gemessen

werden. Die bei herkömmlichen Geräten (Tropfkammern) systembedingten Fehler werden damit von vornherein ausgeschaltet. Infusionsüberwachung und -korrektur werden wesentlich erleichtert und die elektronische Regelung vereinfacht. Sobald sich eines der Geräte in der Praxis bewährt hat, sollte seine Normierung unbedingt angestrebt werden.

4.2 Infusionsschlauch aus Kunststoff.

Der Infusionsschlauch dient der Überleitung der Infusionsflüssigkeit vom Infusionsgerät zur Kanüle oder zum Katheter. Er besteht aus flexiblem, durchsichtigem Material und muß, wie alle übrigen zum Infusionsbesteck gehörenden Teile, steril und pyrogenfrei sein. Seine Mindestlänge soll 1,50 m betragen, sein Innendurchmesser mindestens 3 mm. Über diese in der DIN-Vorschrift 58.362 festgelegten Punkte hinaus sollte ein Infusionsschlauch folgenden Anforderungen genügen:

1. Er sollte aus möglichst thermostabilem Material bestehen.
2. Bei Abknicken oder Abquetschen des Schlauches dürfen an der Knickstelle keine Risse auftreten.
3. Die zur Herstellung von Infusionsschläuchen verwendeten Kunststoffe besitzen eine elastische und eine plastische Komponente. Der plastische Anteil sollte auf keinen Fall überwiegen.
4. Die Wandstärke des Schlauches sollte unter Berücksichtigung vorstehender Punkte in einer vernünftigen Relation zur lichten Weite stehen. Bei einem Innendurchmesser von 3 mm sollte die Wandstärke des Schlauches nicht mehr als 0,3 - 0,5 mm betragen.
5. Das Schlauchmaterial darf unter dem Einfluß wäßriger Lösungen nicht quellen.
6. Das Schlauchmaterial sollte gasundurchlässig sein.

Bei einfachen Infusionssystemen wird die Durchflußgeschwindigkeit der Infusionslösung mit mechanischen Durchflußreglern eingestellt (s. S.94 ff.). Dabei wird der Schlauch in eine Vorrichtung geklemmt, die im Prinzip aus 2 wirksamen Teilen besteht, von denen mindestens einer beweglich ist. Damit wird das Lumen des Schlauches verändert, woraus eine Änderung der Durchflußgeschwindigkeit resultiert.

Der Schlauch wird bei diesem Vorgang unabhängig von der Konstruktion des Durchflußreglers in jedem Fall gequetscht und geknickt. Diese Stelle ist daher einer extremen Belastung über mehrere Stunden hinweg ausgesetzt. Da sich Unzulänglichkeiten des Materials auf die Konstanz der einmal eingestellten Durchflußgeschwindigkeit auswirken, sind vorstehenden Punkten an dieser Stelle besondere Beachtung zu schenken.

Die Thermostabilität des Schlauchmaterials sowie seine plastischen Eigenschaften sind in der Weise miteinander verknüpft, daß die Plastizität mit wachsender Instabilität zunimmt.

Will man die Kennlinie einer einfachen Rollenklemme (siehe S. 104) aufnehmen, so kann man folgendermaßen vorgehen: Man nimmt ein herkömmliches Infusionsbesteck, verbindet es mit einem flüssigkeitsgefüllten Vorratsbehälter, sorgt für ein ausreichendes hydrostatisches Potential, stellt mit Hilfe der Rollenklemme eine beliebige Tropfgeschwindigkeit ein und überläßt das System sich selbst (die aus dem unteren Schlauchschenkel austretende Flüssigkeit wird in einem Behälter aufgefangen). Bestimmt man jetzt die Tropfgeschwindigkeiten im Verlauf von etwa 2 Stunden in Abständen von jeweils 15 min und trägt die gemessenen Werte in Abhängigkeit zum Ausgangswert in ein Diagramm ein, in welchem auf der Ordinate die Tropfgeschwindigkeiten und auf der Abszisse die Zeitintervalle der Messungen eingetragen und die Punkte miteinander verbunden werden, erhält man die Kennlinie.

Die Kennlinie eines mechanischen Durchflußregler, hier: Rollenklemme.

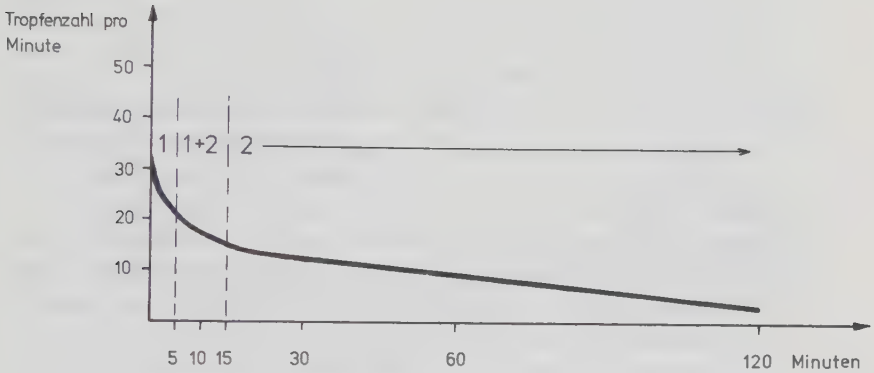


Abbildung 48

Eine Analyse dieser Kennlinie ergibt folgenden Befund:

1. Die Kennlinie verläuft nahezu parabolisch.
2. Innerhalb der ersten fünf bis fünfzehn Minuten ist die Tropfgeschwindigkeit um die Hälfte ihres Ausgangswertes reduziert.
3. Im weiteren Verlauf nimmt die Tropfgeschwindigkeit nahezu kontinuierlich ab und erreicht nach zwei Stunden nur noch Bruchteile ihres Ausgangswertes.

Diskussion des Befundes:

Dieses Kurvenverhalten ist nicht in erster Linie auf die Insuffizienz der Klemme zurückzuführen, denn man kann denselben Versuch mit anderen mechanischen Durchflußreglern wiederholen und erhält jedesmal ähnliche Kennlinien, die

sich lediglich in der Steigung der Tangenten unterscheiden. Infolgedessen muß der zu beobachtende Fehler durch Veränderungen am Schlauch hervorgerufen sein.

Schlauch-Theorie.

Bei einer Analyse ergab sich folgendes:

Das Schlauchmaterial besitzt eine gewisse Elastizität. Elastizität ist die Fähigkeit, Formänderungsarbeit in umkehrbarer Weise zu speichern. Die Formänderung wird durch die Klemme erzwungen. Das Schlauchmaterial ist chemisch ein Vernetzungsprodukt, d. h., mehrere Ketten sind brückenartig zu Netzen verbunden. Mehrere Netze liegen übereinander und sind untereinander vermascht. Dadurch entsteht ein dreidimensionales Gebilde. Hält man sich an diese Modellvorstellung, so ist der Vorgang bei Querschnittsbetrachtung am jetzt ringförmigen Gebilde Schlauch bei Einwirkung zweier aufeinander senkrecht stehender Kräfte wie folgt zu erklären (siehe dazu Abb. 49):

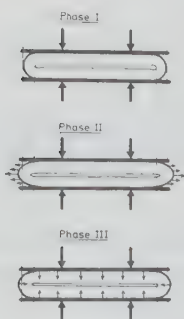


Abbildung 49

Die vertikale Kompression des Materials (Phase I) wird mit einer horizontalen Dehnung (Phase II) beantwortet. Dabei bleibt das Lumen nahezu unverändert. Infolge der Elastizität wird diese Formänderung durch allseitige Ausdehnung in den freien Raum beantwortet (Phase III), wodurch sich das Lumen verringert. Berücksichtigt man, daß in dem mehr oder weniger schlitzförmigen Lumen bei einer mittleren Tropfgeschwindigkeit von 40 - 60 Tropfen pro Minute die Querausdehnung etwa acht bis zehn tausendstel (!) Millimeter

beträgt, so ist eine Verringerung dieses Lumens um drei bis fünf tausendstel Millimeter ausreichend, um die Tropfgeschwindigkeit auf die Hälfte ihres Ausgangswertes zu reduzieren.

An dieser Stelle ist noch zu erwähnen, daß das Kurvenverhalten im ersten Abschnitt (1) nicht nur auf elastische Veränderungen zurückzuführen ist, da sich diese innerhalb weniger Augenblicke abspielen. Vielmehr sind bereits hier plastische Veränderungen (2) aufgepfropft, wobei lediglich die elastische Komponente dominiert.

Untersuchungen über den Einfluß von Quellungsvorgängen im Schlauchmaterial auf die Konstanz der Tropfgeschwindigkeit.

Die nahezu kontinuierliche Abnahme der Tropfgeschwindigkeit, die der zweite Teil der Kennlinie (2) repräsentiert, hat man zunächst mit Quellungsvorgängen durch Wassereinlagerung zu erklären versucht; daß es sich dabei nicht um Quellung handelt, konnte folgendermaßen nachgewiesen werden: Ausgangspunkt für die dem Versuch zugrunde liegende Überlegung war die Beobachtung, daß die sogenannten Drosselgeräte (siehe S. 150) die einmal eingestellte Durchflußgeschwindigkeit über einen Zeitraum von mehr als 8 Stunden hinweg verblüffend konstant halten. Bei den Drosselgeräten handelt es sich um verschieden lange, spiralgig aufgewickelte, extrem kleinumige Schläuche, die aus demselben Material bestehen wie der Infusionsschlauch. Kämen Quellungsvorgänge als Ursache für die Verringerung der Tropfgeschwindigkeit in Frage, dann müßten die Kennlinien dieser Drosselgeräte ebenfalls hyperbolischen Charakter haben. Unter Berücksichtigung des durch den Abfall des hydrostatischen Potentials hervorgerufenen Fehlers verlaufen aber die Kennlinien der Drosselgeräte parallel zur x-Achse.

Versuchsbeschreibung und Versuchsdaten:

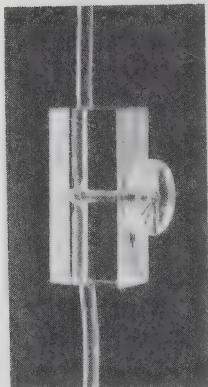


Abbildung 50

Es wurden zwei Serien von Durchströmungsversuchen durchgeführt. Bei der ersten Serie wurden drei trockene, ungebrauchte Infusionsgeräte 61 Minitropf verwendet. Bei der zweiten Serie wurde aus drei Infusionsgeräten derselben Art der Schlauch entfernt und durch je einen 14 Tage zuvor mit 0,9 %iger NaCl-Lösung gefüllten gleichartigen Infusionsschlauch ersetzt. Bei beiden Serien wurde der mechanische Durchflußregler durch einen besonders konstruierten Durchflußregler ausgetauscht (Abb. 50). Damit lassen sich, wie später gezeigt wird, systembedingte Fehler eher vermeiden als mit herkömmlichen Durchflußreglern. Zu Beginn der Versuche wurden die Infusionsgeräte in üblicher Weise so vorbereitet, daß die Tropfkammern in Verbindung mit dem Flüssigkeitsvorratsbehälter standen, der Flüssigkeitsspiegel in den Tropfkammern hergestellt und die Infusionsschläuche blasenfrei über ihre Gesamtlänge mit Flüssigkeit gefüllt waren.

Das hydrostatische Potential zwischen der Füllhöhe im Vorratsbehälter und der Kanülenspitze war jedesmal zu Beginn mit 165 cm Wassersäule gleich, die Lufttemperatur betrug 20° C, die relative Luftfeuchte 80 %. Bei beiden Serien wurde der Flüssigkeitsvorratsbehälter mit physiologischer Kochsalzlösung gefüllt.

Versuchsbeschreibung:

I. Serie:

1. Versuch: Der Durchflußregler verschließt das Schlauchlumen, ohne den Schlauch dabei abzuquetschen. Er wird langsam so weit geöffnet, bis aus der Tropfkammer 10 Tropfen in ca. 30 Sekunden auslaufen. Der genaue Zeitbedarf hierfür wird mit einer Stoppuhr gemessen und die Stellung 1 der Rändel (siehe S. 99) markiert. In der ersten Viertelstunde wird im Abstand von 5 min, danach in viertelstündlichen Intervallen über 2 Stunden hinweg der Zeitbedarf für jeweils 10 Tropfen gestoppt.

2. Versuch: Er schließt sich unmittelbar an den ersten an, mit derselben Anordnung wie bei Versuch 1. Der Durchflußregler wird so weit geöffnet, bis der Ausgangswert der Tropfgeschwindigkeit aus Versuch 1 wieder erreicht ist und die Stellung 2 der Rändel wieder markiert. Zeitmessung wie bei Versuch 1.

3. Versuch: Anordnung wie bei Versuch 1, jedoch wird der Schlauch durch einen neuen trockenen ersetzt, der vorher 2 Stunden lang zwischen den Durchflußregler in der markierten Stellung 1 gespannt und luftdicht verschlossen war. Anschließend Zeitmessung wie bei Versuch 1 in Rändelstellung 2.

II. Serie:

Alle 3 Versuche der zweiten Serie wurden analog der ersten Serie durchgeführt mit den beiden in 0,9 %iger NaCl-Lösung vorpräparierten Schläuchen.

Graphische Darstellung der Versuchsergebnisse:

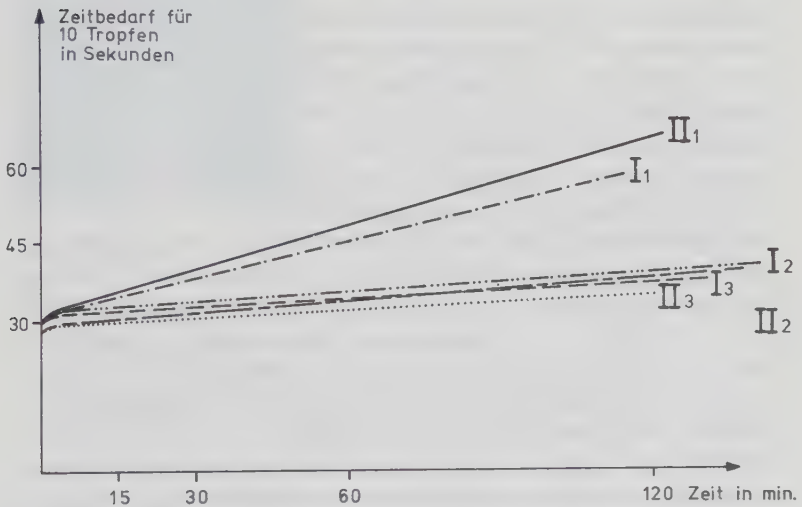


Abbildung 51

Anmerkung: Im Gegensatz zur Darstellung S. 83 wurden hier aus Gründen der Meßgenauigkeit in der Ordinate die reziproken Werte aufgetragen. Daraus ergibt sich die annähernde Spiegelbildlichkeit der Kurven.

Diskussion der Versuchsergebnisse:

Wie aus der graphischen Darstellung ersichtlich, verhalten sich die Kurven der beiden Serien nahezu identisch. Demzufolge können für den negativen Verlauf der Kennlinien Quellungsvorgänge im Material kaum verantwortlich gemacht werden. Vielmehr muß darin die plastische Deformierung des Schlauchmaterials gesehen werden.

Der Einfluß von Elastizität und Plastizität auf das Kurvenverhalten läßt sich nur durch Verbesserung des Materials und durch Verringerung seiner Wandstärke in vertretbaren Grenzen halten.

Auch mit einer Verbesserung des Materials für Infusionsschläuche wird nur eine Kompromißlösung zu erzielen sein. Anzustreben wäre ein thermostabiles, möglichst hochelastisches Material. Der elastische Anteil der Kennlinien für mechanische Durchflußregler wird dann das Kurvenbild bestimmen. Da sich aber die Vorgänge in wenigen Augenblicken abspielen, kann der Fehler durch die bisher übliche Nachregelung rechtzeitig korrigiert werden.

Die Nachkorrektur der Tropfgeschwindigkeit einer schon länger laufenden Infusion im Sinne der Beschleunigung ist mit den derzeitigen Infusionsschläuchen an gleicher Stelle kaum möglich. Der Fehler, der sich aus der trägen Reaktion des Materials ergibt, ist groß. Daher ist es zweckmäßig, die Nachregelung an anderer Stelle vorzunehmen, indem man die Klemme einfach verschiebt.

Werden Infusionsschläuche längere Zeit an derselben Stelle gequetscht, kommt es gelegentlich zur Ribbildung. Derartige Risse sind im allgemeinen unvollständig, d. h., sie durchsetzen nicht die gesamte Wand. Es ist aus Sicherheitsgründen dennoch zu empfehlen, das Besteck auszuwechseln.

Die Bläschenbildung im Schlauch.

Für die Entstehung von Gasbläschen im Schlauch kommen mehrere Faktoren in Betracht:

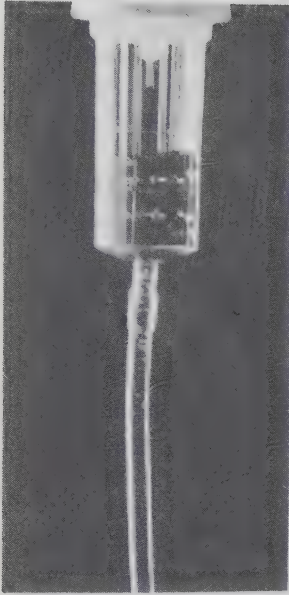


Abbildung 52

1. Die Bläschen können sich beim Einlauf der Infusionsflüssigkeit in das Infusionsgerät bilden und an den Schlauchwänden festsetzen.
2. Werden unter Vakuum abgefüllte Infusionsflaschen angestochen, dann tritt die Infusionsflüssigkeit unter relativ hohem Druck aus der Flasche aus. Hierbei werden fast immer Gasblasen mitgerissen, die sich im Schlauch festsetzen können (Abb. 52).
3. Läuft eine Infusion mit geringer Tropfgeschwindigkeit schon mehrere Stunden, so kommt es ziemlich regelmäßig zur Ausbildung von Gasbläschen im Schlauch (Abb. 42 a, S. 67). Dafür kommen 2 Faktoren in Betracht:

- a) Die Bläschen treten aus dem Lösungsmittel (im allgemeinen Wasser) aus infolge Verdunstung.
- b) Die Bläschen kommen aus der Umgebungsluft, wenn das Schlauchmaterial, wie viele Kunststoffe, gasdurchlässig ist.

Erzeugt man im Inneren eines Infusionsschlauches einen Überdruck und bringt dann diesen Schlauch in eine wäßrige Lösung, so kann man folgendes beobachten:

Solange das Temperaturgefälle zwischen dem Schlauch und seiner Umgebung gleich null ist, lassen sich auch über längere Zeiträume hinweg keine Veränderungen erkennen. Sorgt man dagegen zu Beginn für ein ausreichendes Temperaturgefälle, so setzen sich spontan Gasbläschen an der Außenwand des Schlauches fest, die an Volumen solange zunehmen, bis der Schlauch die Temperatur seiner Umgebung angenommen hat.

Dasselbe kann beobachtet werden, wenn man den Schlauch nicht mit Luft, sondern der Flüssigkeit seiner Umgebung füllt.

Eine Gasdurchlässigkeit des Schlauches kann daher für die Entstehung der Bläschen nicht in Betracht kommen. Sie sind Verdunstungsprodukte.

Beim Anlegen einer Dauertropfinfusion ist demzufolge darauf zu achten, daß die Infusionslösung Zimmertemperatur hat und der Infusionsschlauch nicht dem direkten Sonnenlicht ausgesetzt ist. Außerdem ist die Aufhängung von Infusionsflüssigkeitsbehältern in unmittelbarer Nähe von Heizkörpern möglichst zu vermeiden.

Es sind Überlegungen angestellt worden, ob die Bildung von Gasbläschen im Infusionsschlauch und ihr Weitertransport mit der Flüssigkeit eine Gefahr für den Patienten im Hinblick auf eine Luftembolie darstellt, und ob desweiteren thrombotische Veränderungen in Kanüle und Gefäß durch Gasbläschen gefördert werden können. Dazu wurde bereits im Kapitel über die Infusionsgeräte ausführlich Stellung genommen (s. S. 65 ff.). In diesem Zusammenhang sollte jedoch noch ein weiterer Gesichtspunkt berücksichtigt werden.

Gasbläschen entstehen im Infusionsschlauch in aller Regel an der Stelle, an der die Strömungsgeschwindigkeit am kleinsten ist. Dies ist der absteigende Schenkel des Schlauches unmittelbar hinter dem Durchflußregler (Abb. 42 a, S. 67). Bei Versuchen mit der Kugelschraubklemme (siehe S. 87) konnte beobachtet werden, daß die Durchflußgeschwindigkeit mit dem Beginn der Bläschenbildung im Schlauch reduziert wurde. Dies hat die Entstehung weiterer Bläschen begünstigt, was zu einer weiteren Verringerung der Durchflußgeschwindigkeit geführt hat. Die Bläschen haften der Schlauchinnenwand derartig an, daß sie sich durch äußere Einwirkungen nicht von der Wand ablösen lassen. Auch das Einbringen eines Zellstoffwattefilters unmittelbar hinter dem Durchflußregler hatte keinen Er-

folg, da sie sich in der Strombahn unmittelbar hinter dem Filter erneut festsetzten. In diesem Fall bleibt keine andere Wahl, als den Durchflußregler im aufsteigenden Schlauchschenkel weiter nach oben zu schieben und die erforderliche Durchflußgeschwindigkeit erneut einzustellen.

Weichmacherentzug durch Infusionslösungen?

Der Infusionsschlauch besteht aus Weich-PVC. Der Rohstoff ist hart; seine Flexibilität erreicht er erst durch hohen Weichmacherzusatz (40 %). Dieser Weichmacher wird von überhitztem Wasserdampf (110° C) nach 30 min aus dem Material herausgelöst. Ein sogenannter "Fischtest" (MÜHLEMANN und Mitarbeiter) ergab, daß die dem so gewonnenen Autoklaviat (300 cm² des zu testenden Kunststoffes wurden in 3 cm² große Stücke zerschnitten, die zuvor mit Wasser gerinigten Abschnitte mit 200 ml H₂O versetzt und in Autoklaven unter den oben genannten Bedingungen sterilisiert) ausgesetzten Fische bereits bei einer Verdünnung von 1: 4 innerhalb von 24 Stunden ad exitum kamen. Damit hatte Weich-PVC von allen anderen im selben Versuch getesteten Kunststoffen die höchste Toxizität. Daß dies ausschließlich der Wirkung des Weichmachers zuzuschreiben ist, beweist die Tatsache, daß Hart-PVC unter denselben Bedingungen, bei jedoch unverdünntem Autoklaviat, nach 24stündiger Exposition von den Tieren symptomlos vertragen wurde bei einer Gesamtbeobachtungszeit von 48 Stunden.

Um die Bedeutung dieser aus vorstehendem Test sich ergebenden Folgerungen für den Bereich der Infusionstechnik abschätzen zu können, wurden folgende Versuche unternommen:

Insgesamt 24 Schlauchstücke gleicher Länge wurden markiert und in Abständen von jeweils zwei Stunden in 0,9 %ige NaCl-Lösung eingelegt. Nach zweistündiger Exposition des letzten Schlauchstückes wurden sämtliche Schläuche der Lösung entnommen. Dabei zeigte sich eine progrediente Trübung (Abb. 53), die in Abb. 54 durch Gegenüberstellung eines NaCl-Schlauches mit dem 48 Stunden in NaCl-Lösung eingelegten Schlauchstück besonders augenscheinlich wird.

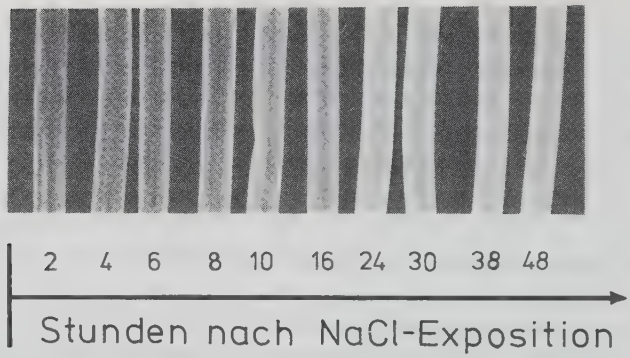


Abbildung 53

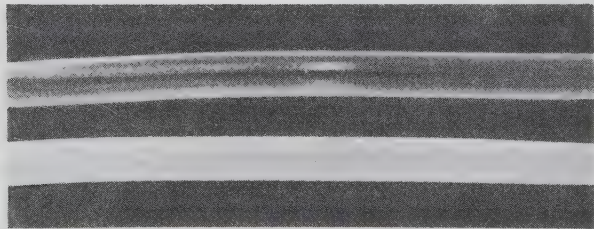


Abbildung 54

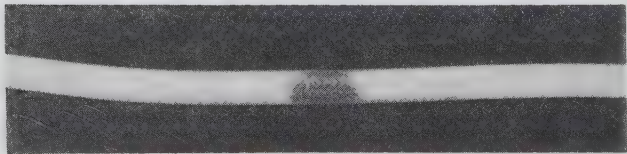


Abbildung 55

In einem Parallelversuch wurden 4 Schlauchstücke über 48 Stunden in reines Wasser, $n/10$ NaOH, $n/10$ HCl und 0,9 %ige NaCl-Lösung gelegt. Dabei konnte die stärkste Trübung durch H_2O - und NaOH-Einwirkung festgestellt werden, während sie bei NaCl schwächer und bei HCl kaum erkennbar war. Die Trübung ist bei Zimmertemperatur irreversibel. Unter Einwirkung von Heißluft ist sie dagegen nach 2 - 3 Minuten rückläufig, wie Abb. 55 zeigt.

Die Frage, ob es sich dabei um einen Weichmacherentzug oder andere Vorgänge im oder am Schlauch handelt, kann nicht absolut schlüssig beantwortet werden. Denn Belastungsversuche mit den Schlauchstücken (der einzelne Schlauchabschnitt wurde an einem Ende fixiert, das andere Ende mit jeweils 10 p belastet und bei Zimmertemperatur die daraus resultierende Auslenkung gemessen) ergaben keine der jeweiligen Trübung unbedingt konform verlaufenden Flexibilitätsverluste. Der am längsten exponierte Schlauchabschnitt zeigte eine lediglich um 20 % eingeschränkte Flexibilität bezogen auf einen Nativ-Schlauch gleicher Länge. Nach 8stündiger NaCl-Exposition war ein Flexibilitätsverlust von knapp 5 % zu verzeichnen. Dies läßt den vorsichtigen Schluß zu, daß Veränderungen am Schlauch innerhalb des für die Infusions relevanten Zeitraums von 8 Stunden keinen klinisch bedeutsamen Einfluß haben dürften.

Zusammenfassung.

Es wurden die an einen Infusionsschlauch zu stellenden Anforderungen erörtert und ausführlich auf die Probleme eingegangen, die sich für die Dosierung mit mechanischen Durchflußreglern aus der Unzulänglichkeit des Materials ergeben. Hierbei wurden besonders das elastische sowie plastische Verhalten des Schlauchmaterials und die Entstehung von Gasbläschen im Schlauch berücksichtigt. Außerdem wurde versucht, die Frage des Weichmacherentzuges durch Infusionslösungen zu klären.

4.3 Mechanische Durchflußregler.¹⁾

Allgemeines.

An mechanische Durchflußregler für die intravenöse Dauertropfinfusion unter Ausnützung der Schwerkraft sind folgende Anforderungen zu stellen:

1. Die einmal eingestellte Durchflußgeschwindigkeit muß konstant bleiben.
2. Der Durchflußregler muß schnell und präzise einstellbar sein.

Die Forderung nach der Konstanz der Durchflußgeschwindigkeit bezieht sich nur auf den reinen Durchströmungsversuch, d. h., auf das offene Infusionsleitungssystem. Selbst dabei muß wegen des langsamen Absinkens des Flüssigkeitsspiegels im Vorratsbehälter zwangsläufig mit einer Reduzierung der Durchflußgeschwindigkeit gerechnet werden. Dabei kann folgende Faustregel gelten:

Eine Druckdifferenz von ± 10 cm Wassersäule erzeugt bei mittlerer Durchflußgeschwindigkeit eine Abweichung der Durchflußrate von ± 10 % des Ausgangswertes.

Bei angelegter Infusion wird die Durchflußgeschwindigkeit von Schwankungen des peripheren und zentralen Venendrucks, der Strömungsgeschwindigkeit im punktierten Venenabschnitt, vom Zustand der Kanülen- oder Katheteröffnung, sowie von Gasbläschen im Infusionsschlauch beeinflusst.

Bei 80 bis 90 % aller Infusionen spielen die absolute Konstanz der Durchflußgeschwindigkeit und die Präzision ihrer Einstellung keine große Rolle. Dagegen sind die restlichen 10 bis 20 % umso kritischer zu beurteilen, zumal es sich

1) Anmerkung: Der Begriff Durchfluß-"Regler" ist nicht exakt, da es sich hierbei nicht um einen Regel-, sondern Steuerungsvorgang handelt, bei dem das Infusionssystem nach Einstellung der Durchflußgeschwindigkeit sich selbst überlassen bleibt. Er hat sich jedoch in dieser Form weitgehend eingebürgert und wurde daher vom Verfasser übernommen.

hier meistens um extrem niedrige Dosierung handelt, sei es, daß hochwirksame Medikamente mit der Infusion verabreicht werden müssen, oder daß eine Gesamtmenge von 50 bis 100 ml Infusionsflüssigkeit auf einen Zeitraum von 12 bis 24 Stunden gleichmäßig zu verteilen ist, wie z. B. bei der Früh- und Neugeborenen-Intensivpflege.

Wie im folgenden gezeigt wird, sind die z. Z. verwendeten Durchflußregler hierfür - legt man strenge Maßstäbe an - mit Sicherheit ungeeignet. Denn die Funktion des Reglers steht in einer direkten Wechselwirkung zum Infusions-schlauch. Das bedeutet, daß der Regler Unzulänglichkeiten des Schlauchmaterials (s. S. 84) optimal kompensieren muß. Dies ist mit den derzeit im Handel befindlichen Konstruktionen unmöglich.

4.31 Schlauchklemme.

In eine Weichplastikhülse, die über den Infusionsschlauch gezogen wird, sind seitlich ein oder zwei biegsame Drähte eingebettet.

Damit können durch Verbiegen der Hülse, die zu einer Einengung des Schlauchlumens führt, grobe Regulierungen der Durchflußgeschwindigkeit vorgenommen werden. Darüber hinaus sollte man sich von ihrer Funktionstüchtigkeit nicht mehr erhoffen als schon in der Bezeichnung zum Ausdruck kommt: wenn sie entsprechend verbogen wird, klemmt sie den Schlauch wirksam ab (Durchflußgeschwindigkeit = null).

4.32 Plattenschraubklemme.

Der Infusionsschlauch bzw. ein Latexschlauchstück ist in einer steigbügelartigen Halterung gelagert, die in ein Gewindestück ausläuft. Eine Rändelmutter drückt eine Kunststoffplatte so gegen den Steigbügel, daß der dazwischenliegende Schlauch mehr oder weniger zusammengequetscht wird.

Infolge der viel zu geringen Auflagefläche im Steigbügel, der fehlenden Seitenführung des Schlauches, sowie der großen Gewindesteigung gelingt eine exakte Einstellung der Durchflußgeschwindigkeit wegen der viel zu leichten Verschieblichkeit und Torsion des Schlauches im günstigsten Fall nach einer Vielzahl mißlungener Versuche (der Autor benötigte dazu zwischen 2 und 7 Minuten trotz einer etwa 1.000-fachen "Einstellerfahrung" mit mechanischen Durchflußreglern). Die Reaktion des Schlauchmaterials wird, wie die nachfolgenden Kurven zeigen, in nahezu idealer Weise wiedergegeben, so daß von einer Konstanz der Durchflußrate überhaupt keine Rede sein kann.

4.33 Rollenklemme.

Sie ist der derzeit weitest verbreitete mechanische Durchflußregler. Ihr Prinzip ist denkbar einfach. Der Infusions-schlauch liegt auf einer schiefen Ebene, über die eine Rolle horizontal bewegt wird. Sie wird in zwei zueinander parallel verlaufenden Rillen geführt, welche in die zur schiefen Ebene senkrecht stehenden Seitenwände des Rollenkörpers eingelassen sind. Damit ist gleichzeitig eine ausreichende Seitenführung des Schlauches gewährleistet. Für diese Konzeption gibt es naturgemäß eine Fülle von Varianten. Es seien in diesem Zusammenhang zwei erwähnt:

1. Der Winkel zwischen Schlauchauflagefläche und Rollenführung wird durch schräg zum Schlauchniveau verlaufende Rillen gebildet.
2. Die Schlauchauflagefläche ist der Schlauchform durch eine im Querschnitt halbkreisförmige Rinne und die Rollenform dieser Vertiefung angepaßt.

Die erste Variante ist lediglich das Spiegelbild der Grundkonzeption, während die zweite insofern eine geringfügige Verbesserung darstellt, als sich die einander unmittelbar gegenüberliegenden Innenwandabschnitte des Schlauches bei

einer Bewegung der Rolle ohne nennenswerte Seitenverschiebung nähern und die dabei in der Regel auftretenden Randwulste weniger ins Gewicht fallen. Dadurch läßt sich der nach der Einstellung auftretende Fehler etwas reduzieren.

4.34 Kugelschraubklemme.

Die Rollenklemme hat folgende Nachteile:

1. Der Schlauch besitzt zwar Seitenführung, er wird jedoch durch die Klemme nicht sicher fixiert, so daß ein geringfügiger Zug am Schlauch bereits zu einer Verstellung der Rolle und damit einer Änderung der Durchflußgeschwindigkeit führt.
2. Die Auflagefläche der Rolle in Bezug auf den Schlauch ist zu groß, das bedeutet, daß für Reaktionen des Schlauches auf den Rollendruck zuviel Schlauchmaterial zur Verfügung steht.
3. Die Rolle benötigt, um in den Führungsrillen gleiten zu können, einen gewissen Spielraum. Dies aber führt zwangsläufig zu einer makroskopisch kaum erkennbaren Stellungsänderung der Rolle, wenn der darunterliegende Schlauch infolge seiner Plastizität dem Druck nachgibt. Damit wird die Querschnittsöffnung verändert und mit ihr die Durchflußgeschwindigkeit.

Diese Beobachtungen haben zur Entwicklung der Kugelschraubklemme geführt (s. a. Abb. 50). Hierbei wird der Infusionsschlauch auf eine hinreichend lange Strecke so fixiert, daß eine Torsion oder axiale Verschiebung ausgeschlossen ist. Die Veränderung seiner lichten Weite erfolgt durch nahezu punktförmige Verformung einer Schlauchhälfte. Wie aus umstehenden Abb. 56 und 57 hervorgeht, besteht die Klemme im Prinzip aus einem länglichen (Kunststoff-)Gehäuse 1 mit einer in der Gehäuselängsachse angebrachten zylindrischen Bohrung 2 zur Aufnahme des Infusionsschlauches 3. Der Schlauch 3 ist in der Nähe der Stirnseite des Gehäuses 1

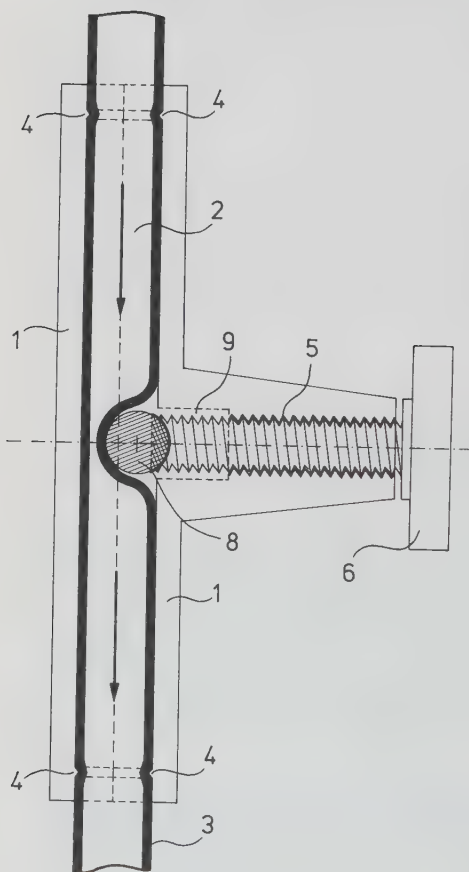


Abbildung 56

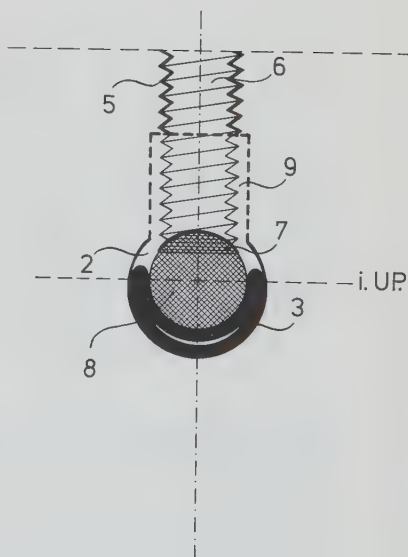


Abbildung 57

durch Ringwülste 4 im Gehäuse 1 fixiert. In der Mitte des Gehäuses genau senkrecht und in Übereinstimmung mit der coaxialen Symmetrieachse der zylindrischen Bohrung 2 ist ein Gewinde 5 mit geringer Steigung zur Aufnahme einer dazu passenden Rändelschraube 6 (die ebenfalls aus Kunststoff besteht) im Gehäuse so eingelassen, daß dieses Gewinde in offener Verbindung mit der Bohrung 2 steht. Die Rändelschraube 6 besitzt gewindeseitig eine coaxial angeordnete Vertiefung 7 zur Aufnahme und Führung einer Stahlkugel 8. Die Kugel befindet sich durch diese Anordnung zwischen Schlauch und Rändelschraube. Durch die Verwendung der Kugel als Kraftüberträger auf den Schlauch berühren sich die einander gegenüberliegenden Schlauchinnenflächen bei geschlossener Klemme im Längsschnitt punktförmig. Im leicht geöffneten Zustand der Klemme nähern sich die Schlauchinnenflächen im Querschnitt sichelförmig. Daher hat die sich im Laufe der Zeit einstellende plastische Veränderung des Schlauches nur einen geringen negativen Einfluß auf die Konstanz der Durchflußgeschwindigkeit. Da der Reibungskoeffizient zwischen Rändelschraube und Kugel bei Verwendung entsprechenden Materials kleiner als der zwischen Schlauch und Kugel ist, dreht sich die Kugel beim Vordrehen der Rändelschraube nicht mit, so daß die bei anderen Schraubklemmen übliche Torsion des Schlauches dabei ausgeschlossen werden kann.

Die Einstellung der Durchflußgeschwindigkeit erfolgt durch Drehung der Rändelschraube im Uhrzeigersinn (bei Rechtsgewinde). Sie sollte in jedem Fall mit einer leichten Drehung im Gegenuhrzeigersinn beendet werden, um den gedehnten Schlauch wieder zu entlasten. Da die Rändelschraube am Gehäuse einen Anschlag besitzt, kann sie nur soweit eingedreht werden, bis die sich einander gegenüberliegenden Schlauchinnenwände gerade eben berühren und so den Schlauch verschließen.

Der Durchmesser der Kugel ist von der lichten Weite des Schlauches und dessen Wandstärke abhängig. Er ist so bemessen, daß bei vollständigem Verschuß des Lumens die

Schlauchwände an keiner Stelle gequetscht werden. Wie aus Abb. 57 ersichtlich, liegen die beiden inneren Umschlagpunkte i. U. P. des Schlauches in einer Höhe mit dem horizontalen Kugeldurchmesser.

Ist aufgrund der Schlauchabmessungen der Kugeldurchmesser größer als der Innendurchmesser des Gewindes 5, so ist unmittelbar über der Stelle, an der die Bohrung 2 vom Gewinde 5 erreicht wird, ein zylindrischer Hohlraum 9 vorgesehen, dessen Durchmesser und Höhe vom Kugeldurchmesser bestimmt werden. Im Hohlraum 9 lagert die Kugel 8 freibeweglich, wenn die Schlauchklemme ganz geöffnet ist. Damit Kugel und Schlauch leicht eingelegt werden können, ist vorgesehen, das Gehäuse aus zwei Hälften zu spritzen, die durch eine horizontale Ebene getrennt sind, welche in Höhe der Schlauchlängsachse liegt. Die Gehäusenhälften werden miteinander verzapft.

4.35 Rollenklemme mit doppelt V-förmiger Kehlung (MED. WORLD NEWS).

Die Erkenntnis, daß die Funktionstüchtigkeit eines mechanischen Durchflußreglers von der Größe der bei der Verformung des Schlauches beanspruchten Fläche abhängt, hat sich in nachfolgend skizzierter Form (Abb. 58) niedergeschlagen. Das Geniale dieser Konstruktion amerikanischer Herkunft ist neben ihrer verblüffenden Einfachheit u. a. darin zu sehen, daß hiermit zugleich die Wulstbildung der Schlauchflanken während des Quetschvorganges absolut sicher unterbunden wird (Abb. 59). Sie hat bisher fast regelmäßig an dieser Stelle zu einer unkontrollierbaren Veränderung der Gesamtquerschnittsöffnung des Schlauches geführt.

Funktion:

Der Infusionsschlauch 1 wird von der Rolle 2 in eine doppelt V-förmige Kehlung 3 gedrückt (sie bildet sowohl in horizontaler wie in vertikal-er Ebene ein V), wobei von vornherein

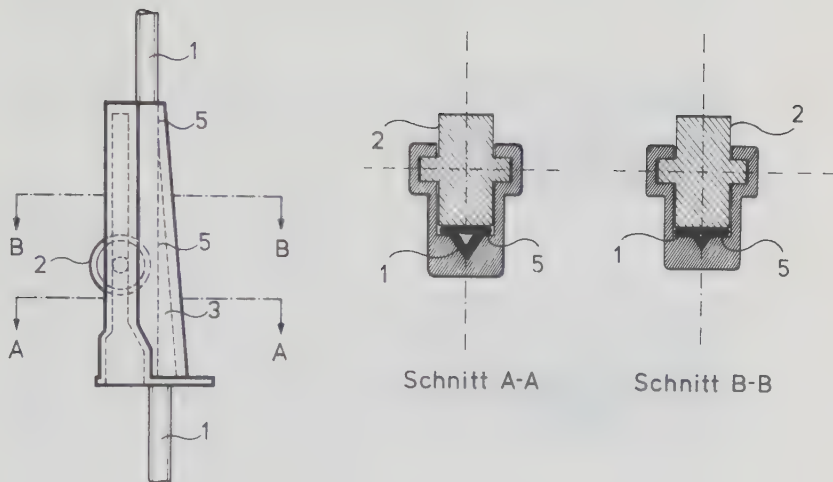


Abbildung 58

die Flanken 4 des Schlauches 1 beiderseits der Kehlung 3 zwischen Rolle 2 und ebener Auflagefläche 5 so eingeklemmt werden, daß eine Wulstbildung ausgeschlossen ist. Im kritischen unteren Bereich der Durchflußregulierung - die Rolle 2 steht hier unmittelbar vor der in die Auflagefläche 5 auslaufenden Kehlung 3 - wird nur noch ein Bruchteil der gesamten Schlauchoberfläche beansprucht. So ist es durchaus verständlich, daß damit auch die Reaktionsmöglichkeit des Schlauchmaterials auf einen Bruchteil reduziert wird und die Durchflußgeschwindigkeit demzufolge über weite Zeiträume hinweg nahezu konstant bleibt. Die Regulierung der Durchflußgeschwindigkeit kann ebenso wie bei den Rollenklammern herkömmlicher Konstruktion mit einer Hand vorgenommen werden.

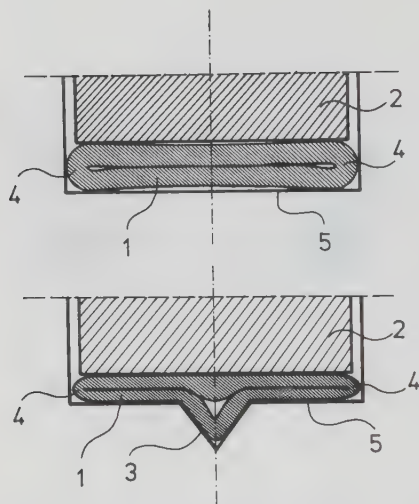


Abbildung 59

Die Kennlinien verschiedener mechanischer Durchflußregler.

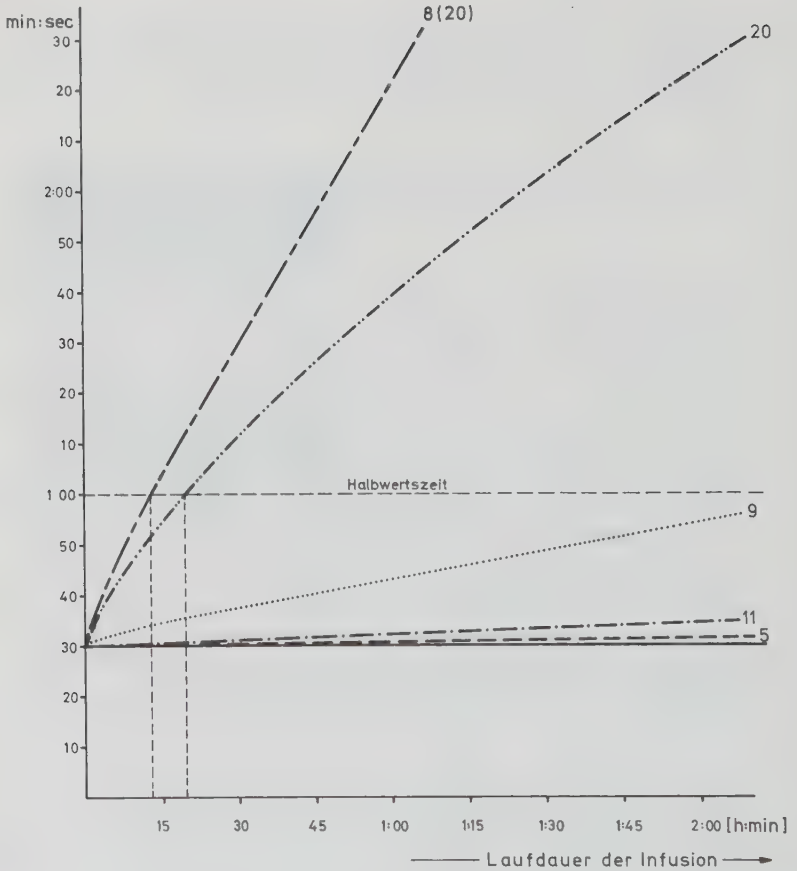
Um zu einem direkten Vergleich der verschiedenen mechanischen Durchflußregler zu gelangen, wurde wie folgt vorgegangen: Der zu testende Regler wurde im reinen Durchströmungsversuch mit 0,9 %iger NaCl an ein Infusionsgerät R 61 Minitropf angeschlossen, auf ca. 20 Tropfen/min eingestellt und das System ohne Nachkorrektur sich selbst überlassen. In der ersten Viertelstunde wurde im 5-Minutenabstand, anschließend nach jeweils 15 Minuten der Zeitbedarf für je 10 Tropfen mittels Stoppuhr über eine Gesamt-

zeit von 2 Stunden gemessen. Die Einzelmessungen einer Serie wurden gemittelt. Abb. 60 zeigt den Kurvenverlauf der Mittelwerte, die der Übersichtlichkeit halber teilweise zusätzlich interpoliert wurden.

Anmerkung: Die neben der jeweiligen Kurve stehende Zahl repräsentiert die Anzahl der Einzelversuche einer Serie.

Wie aus den Kurven hervorgeht, ist innerhalb von 2 Stunden kaum ein Unterschied zwischen der Kugelschraubklemme (es wurden dazu handgefertigte Modellgeräte verwendet) und der Rollenklemme mit doppelt V-förmiger Kehlung festzustellen. Bei einem Vergleich über längere Zeiträume (bis zu 8 Stunden) fällt dagegen die Kugelschraubklemme gegenüber dieser Rollenklemme deutlich ab. Die Rollenklemme hält die Durchflußgeschwindigkeit weiterhin annähernd konstant, während die Kugelschraubklemme bis dahin nahe an die Halbwertszeit (bei der die Tropfgeschwindigkeit auf die Hälfte des Ausgangswertes gesunken ist) herankommt. Aus diesem Grund und wegen ihrer einfacheren Konzeption, die sich nicht zuletzt in den Herstellungskosten niederschlägt, ist die Rollenklemme unbedingt vorzuziehen.

Zeitbedarf für
10 Tropfen



- Plattenschraubklemme (Ausfallquote 60%)
- Rollenklemme
- Kugelschraubklemme mit Latexschlauch
- Kugelschraubklemme mit Kunststoffschlauch PVC
- Rollenklemme mit doppelt V-förmiger Kehlung
- Sollwerte

Durchflußrate zu Beginn ca. 20ml/h

Abbildung 60

Zusammenfassung.

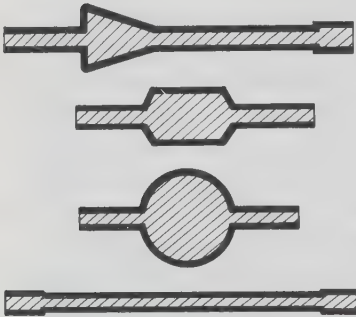
Es wurden fünf verschiedene mechanische Durchflußregler besprochen, ihre Vor- und Nachteile erläutert und anhand von Reihenversuchen das Kurvenverhalten von vier Durchflußreglern ermittelt, die nach Einstellung auf einen bestimmten Ausgangswert der Durchflußgeschwindigkeit über 2 Stunden hinweg sich selbst überlassen wurden. Damit konnte gezeigt werden, daß ein Durchflußregler nur dann zuverlässig arbeitet, wenn die bei der Verformung des Schlauches wirksame Fläche auf einen Bruchteil der zur Verfügung stehenden Gesamtfläche reduziert, die Wulstbildung der Schlauchflanken unterbunden und der Schlauch selbst im Regler so fixiert wird, daß seine Torsion oder axiale Verschiebung unmöglich ist. Diese Bedingungen erfüllt die Rollenklemme mit doppelt V-förmiger Kehlung in fast idealer Weise und ist daher jedem anderen Durchflußregler vorzuziehen.

4.4 Latexschlauchstücke.

Zwischen Infusionsschlauch und Kanülen-Anschlußstück ist in der Regel ein Latexschlauchstück montiert. Infolge seiner hohen Elastizität erfüllt der Schlauch an dieser Stelle folgende Aufgaben:

1. Er ermöglicht das Zuspritzen von Medikamenten etc. in das geschlossene System, ohne die Gefahr einer nachträglichen Infiltration von Keimen an der Perforationsstelle.
2. Er gleicht transversale Bewegungen seitens des Infusionsschlauches aus, so daß die in der Vene liegende Kanüle davon weitgehend unberührt bleibt.
3. Wegen seiner besonderen Griffigkeit eignet er sich hervorragend zur indirekten und damit zusätzlichen Fixierung der Kanüle.

4. Durch den bei mehrfachem Zusammendrücken des Schlauchstückes erzielbaren Pumpeffekt gelingt es, leicht verstopfte Kanülen wieder durchgängig zu machen.



Latexschlauchstücke gibt es in mehreren Ausführungen, die alle symmetrisch in Bezug auf ihre Längsachse sind. Sie reichen von der einfachen zylindrischen Form bis zur trichterförmigen Gestalt (Abb. 61).

Abbildung 61

"Blasenfänger".

Der durch den Schlauch erzielbare Pumpeffekt ist abhängig von seinem Füllungsvolumen. Wenn dieses Volumen gegenüber den handelsüblichen Ausführungen vergrößert und modifiziert würde, könnte der Schlauch eine zusätzliche Aufgabe übernehmen, nämlich die eines "Blasenfängers". Wie bereits auf S. 66 ff. ausgeführt, wandern Gasbläschen verschiedener Herkunft mit ständig anwachsendem Volumen im absteigenden Schlauchschenkel bis vor die Kanüle, wo sie sich entweder unter partieller Verlegung ihrer proximalen Öffnung festsetzen, oder, wie in sehr seltenen Fällen, hindurchwandern. Verschafft man ihnen dagegen eine Ausweichmöglichkeit, so sind sie damit "aus dem Verkehr gezogen" und können, falls erforderlich, durch Aspiration entfernt werden. Dies dürfte immer dann notwendig sein, wenn die Kanüle "freigepumpt" werden muß oder vor dem Zuspitzen von Medikamenten um zu verhindern, daß damit zugleich ein größeres Gasvolumen in die Blutbahn gelangt.

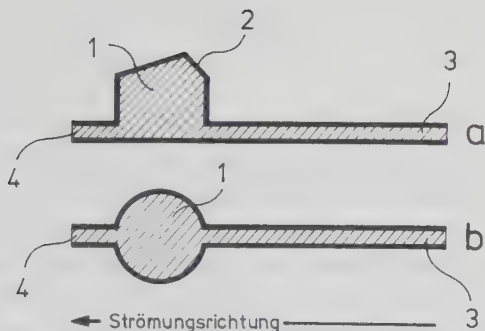


Abbildung 62

Abb. 62 a und b zeigt ein Beispiel eines solchen Blasenfängers im Längs- und Querschnitt:

- zylinderförmiger voluminöser Hohlkörper 1 in unmittelbarer Nähe der Kanüle mit senkrecht zur Strömungsrichtung stehender Wandung, asymmetrischer Vorwölbung 2 nach oben und ebener Grundfläche in Schlauchniveau
- Ansammlung von Gasblasen im höchsten Punkt
- zwischen Gas und direkter Strömung ruhendes Flüssigkeitsspolster
- Aspiration des Gasvolumens bei 2
- Anschlüsse für den Infusionsschlauch bei 3, für das Kanülen-Anschlußstück bei 4
- ebene Auflagefläche in Schlauchniveau begünstigt die indirekte Fixierung der Kanüle.

Zweckmäßigerweise sollte vor dem Anlegen der Infusion die Kammer 1 vollständig entlüftet werden, indem das Latexschlauchstück schräg nach oben gehalten wird, wobei die

Vorwölbung 2 nach unten zeigt. Die Funktion des Blasen-fängers ist gewährleistet, solange die Kammer 1 nicht um mehr als $\pm 60^\circ$ aus der Vertikalen geneigt ist.

4.5 Kanülen-Anschlußstücke.

Kanülen-Anschlußstücke gehören zum fertig montierten In-fusionsbesteck und sind das letzte Glied in dieser Kette. Ihre Aufgabe ist es, eine feste Verbindung zu Venenkanüle oder -katheter herzustellen, die jedoch bei Bedarf jederzeit mühelos und ohne Irritierung der liegenden Kanüle lösbar sein muß. Diese Bedingung ist nur dann zu erfüllen, wenn das Aufstecken auf die liegende Kanüle ebenso wie die Lösung der Verbindung mit einer drehenden Bewegung erfolgen kann, wobei der Kanülenansatz dabei festgehalten wird.

Es sind in diesem Zusammenhang zunächst drei Lösungen in Betracht zu ziehen (Abb. 63), von denen eigentlich nur ei-

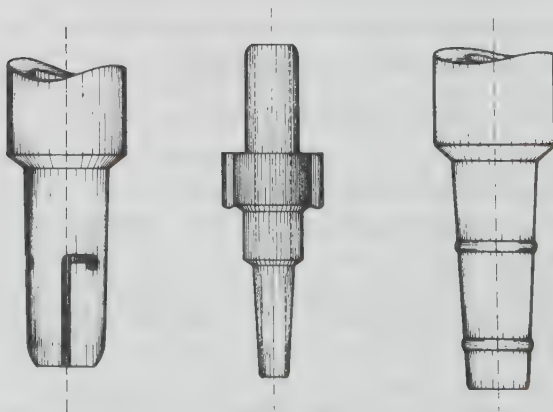


Abbildung 63

ne in Frage kommt: die flach-konische Ausführung. Denn man muß berücksichtigen, daß in allen Fällen die Verbindung zwischen Kanüle und Anschlußstück auf dem Schlüssel-Schloß-Prinzip beruht und dabei das Schloß, nämlich der Kanülenansatz, vorgegeben ist in konischer oder nahezu zylindrischer Form.

Die bisherigen Kanülen-Anschlußstücke haben im allgemeinen schon die flach-konische Form; daß sich damit dennoch Schwierigkeiten ergeben, dürfte auf zwei Faktoren zurückzuführen sein:

1. Das Anschlußstück wurde auf die Kanüle nur aufgesteckt, d. h., die Verbindung kam nur durch eine longitudinale, nicht aber zugleich rotierende Bewegung zustande.
2. Das Material des Anschlußstückes ist nicht flexibel genug.

Erläuterung zu Punkt 1:

Wird das Anschlußstück auf die Kanüle nur aufgesteckt, so liegt die Zugbelastbarkeit der Verbindung bei ca. 1 kp, wenn die Verbindung zusätzlich transversal wirksamen Kräften ausgesetzt ist, so sinkt die Belastbarkeit auf die Hälfte bis ein Drittel. Bei zusätzlich rotierender Bewegung (es genügt dabei bereits eine viertel bis halbe Umdrehung) und gleichem Anpreßdruck hält die Verbindung dagegen einer Zugbelastung von annähernd 10 kp stand. Die Verbindung ist mit einer leicht drehenden Bewegung wieder mühelos zu lösen.

Erläuterung zu Punkt 2:

Die Wirksamkeit der zugleich drehenden Bewegung bei der Verbindung zwischen Kanüle und Anschlußstück beruht darauf, daß sich der Konus des Anschlußstücks dabei um wenige Zehntelmillimeter tiefer in den Kanülenansatz schieben läßt, wobei beide Materialien in enge flächenhafte Berührung miteinander kommen und Adhäsions-, sowie Kompressionskräfte wirksam werden. Dies ist jedoch nur dann möglich, wenn eines der beiden Materialien flexibel ist. Es muß da-

von ausgegangen werden, daß der Kanülenansatz u. U. starrwandig ist. Demzufolge sollte das Anschlußstück flexibel sein. Allerdings darf die Flexibilität nicht soweit gehen, daß es dabei zu einer Verschiebung der Strukturen in das freie Lumen kommt, weil dadurch ihre Wirksamkeit wieder aufgehoben wäre.

4.6 Halteklauen.

Während die unbeobachtete Lösung der Verbindung zwischen Kanüle und Anschlußstück wegen der Druck- und Strömungsverhältnisse im peripheren Venenabschnitt für den Patienten kaum schwerwiegende Folgen haben dürfte, kann dagegen ein offen daliegender Venenkatheter, dessen proximales Ende in der oberen Hohlvene liegt, in Sekundenschnelle einen fatalen Ausgang verursachen. Dann bei einem Druckgefälle von 5 cm Wassersäule werden z. B. durch den Intracath^R-Venenkatheter in einer Sekunde 100 ml Luft aspiriert (FLANAGAN). Diese Menge ist tödlich. Luftembolien derartiger Ursache sind in der uns zugänglichen Literatur bereits beschrieben worden (BURRI), zwei Patienten kamen dabei ad exitum (FLANAGAN, LEVINSKY).

Die unwillkürliche Lösung der Verbindung zwischen Infusionsschlauch und Cava-Katheter könnte mit einer gefederten Halteklaue, wie sie Abb. 64 zeigt, wirksam unterbunden werden. Die Klaue wird aus einem einzigen Drahtstück gebogen und erfordert keine weiteren Veränderungen am bisherigen Verbindungssystem, wenn man einmal davon absieht, daß der PVC- oder Latexschlauch auf das Anschlußstück nicht bis zum Anschlag aufgezogen werden darf, damit die Klaue dort montiert werden kann. Nach gelungener Punktion der Vene wird der Katheter durch die Kanüle in die Vene eingeführt, die Kanüle anschließend bis zum Rekordansatz des Katheters zurückgezogen, das Anschlußstück mit dem Rekordansatz verbunden und so die Verbindung zwischen Infusionsschlauch und Katheter hergestellt. Jetzt kann mit der am Anschlußstück befindli-

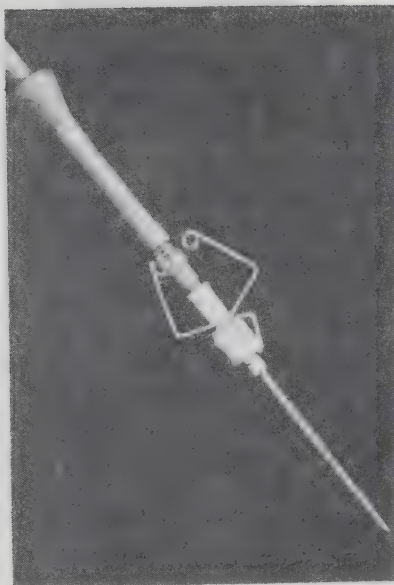


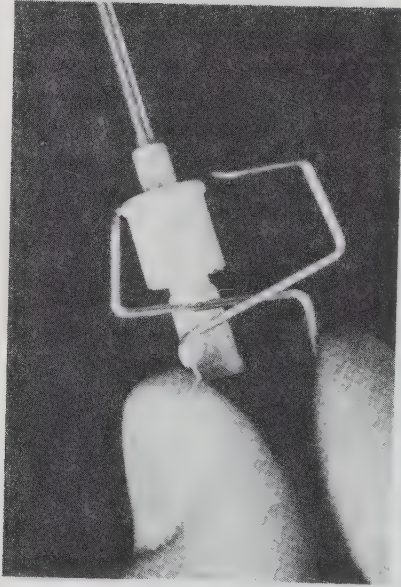
Abbildung 64

chen Klaue die Kanüle unmittelbar hinter ihrem Ansatzstück erfaßt werden (Abb. 65). Damit wird nicht nur die feste Verbindung zwischen Kanüle und Infusionsschlauch gesichert, sondern auch die Kanüle am distalen Katheterende fixiert.

Wird die Führungskanüle nach gelungener Katheterisierung der Vene durch Auseinanderbrechen an einer in der Kanülenlängsachse gelegenen Sollbruchstelle vom Katheter entfernt, so sitzt die Klaue am Katheter. Da der am distalen Katheterende befindliche Rekordansatz zum Katheter hin abgesetzt ist, bietet er an dieser Stelle genügend Halt für

die Klauenspirale. Die Klaue selbst erfaßt in diesem Fall das Schlauch-Anschlußstück (Abb. 66). Der Katheter kann leicht bei der Montage durch die Spirale gezogen und daher incl. Klaue in sterilem Zustand verpackt und geliefert werden. Die Klaue selbst sollte aus rostfreiem Stahl mit einer Mindestdrahtstärke von 0,5 mm bestehen. Die in Abb. 65 gezeigte Anordnung hätte in diesem Fall folgende Nachteile:

1. Die Klaue würde am Übergang vom Rekordansatz zum Katheter nicht mehr genügend Halt finden.
2. Der Katheter würde u. U. dem Druck der Federarme mit der Zeit nachgeben, womit sein Lumen an dieser Stelle eingeengt würde.



Sie wäre nur dann sinnvoll, wenn man das Rekordansatzstück des Katheters stärker abstufen oder mit einer entsprechenden Rille versehen würde.

Abbildung 65

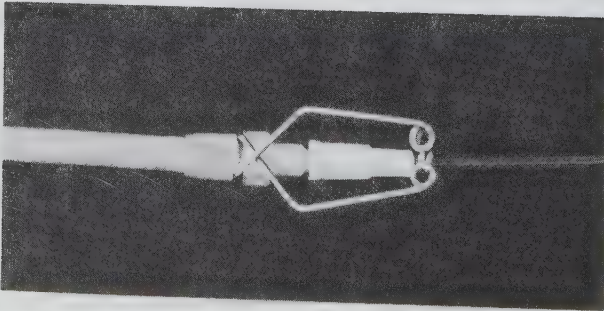


Abbildung 66

5. Kanülen und Katheter.

5.1 Stahlkanülen.

Die Kanülen bieten ein breites Spektrum individueller Möglichkeiten, angefangen von den mehrfach verwendbaren Ganzstahlkanülen über die Einmalkanülen mit Kunststoff-Rekordansatz bis zu den Säuglingskanülen mit eingeschweißtem kleinlumigem Kunststoffschlauch. Für die intravenöse Infusion werden davon überwiegend die Einmalkanülen verwendet. Ihr Vorteil besteht vor allem darin, daß die Kanülenspitze eine für die Venenpunktion ausreichende Schärfe besitzt und demzufolge die Vene sicher getroffen werden kann. Damit entfällt das oftmals mühsame Herumgestochere im Unterhautbindegewebe, da die Vene dem Einstich nicht mehr ausweicht. "Das Problem der sogenannten Rollvenen kann demzufolge als gegenstandslos angesehen werden" (KOPP).

Einmalkanülen mit angesetzter Auflage- bzw. Griffplatte (einige Ausführungen sind in Abb. 67 dargestellt) ermöglichen eine relativ sichere Fixierung der Kanüle auf der Haut und reduzieren die Gefahr der sekundären paravenösen Infusion ganz erheblich, ganz abgesehen davon, daß die Intimaläsion durch die Kanülenspitze damit ebenfalls eingeschränkt wird, so daß die komplikationsfreie Liegedauer derartiger Kanülen wenigstens acht Stunden beträgt, in Ausnahmefällen sogar 3 bis 4 Tage. Das hängt allerdings ganz entscheidend von der Wahl der Punktionsstelle ab.

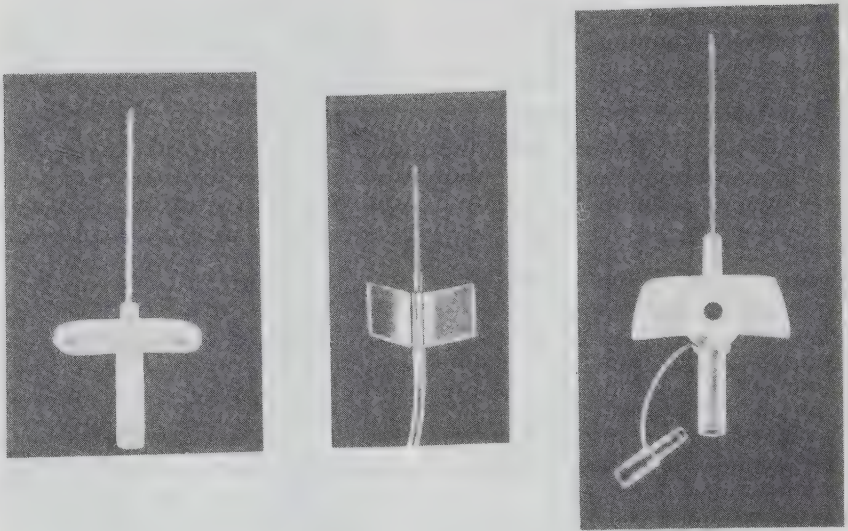


Abbildung 67

Der intravenöse Zugang zum Anlegen einer Infusion.

Grundsätzlich kommen für die Punktion alle oberflächlichen Venen, besonders die der Extremitäten, in Betracht. Für die intravenöse Infusion dagegen sind Einschränkungen notwendig. Dies soll im folgenden kurz erörtert werden.

Venen der oberen Extremität.

Optisch im Vordergrund stehen die Venen der Ellenbeuge (v. cephalica, v. basilica und v. mediana cubiti). In unmittelbarer Nachbarschaft der v. basilica verlaufen die beiden Äste des n. cutan. antebrachii medialis, sowie die etwas tiefer gelegene a. brachialis, die hier vom n. me-

dianus begleitet wird. Versehentliche intraarterielle oder paravenöse Infusion kann an dieser Stelle u. U. in Abhängigkeit der zugeführten Infusionslösung zu folgen-schweren Komplikationen führen wie Lähmungen bzw. Verlust des Unterarms (PILZ). Wird die Kanüle in die v. mediana cubiti eingeführt, so besteht hierbei vor allem die Gefahr der Perforation der v. basilica an der Einmündungsstelle der v. mediana cubiti und damit der paravenösen Infusion. Allenfalls käme noch die v. cephalica etwas oberhalb der Ellenbeuge in Betracht, jedoch ist hier der Unterarm zu schienen, um die Bicepskontraktion auszuschalten. Von den Venen des Unterarms ist die lateral gelegene v. cephalica besonders geeignet, da sie im Umschlagsbereich von der Streck- zur Beugeseite des Unterarms geradlinig verläuft, die Kanüle dort leicht zu fixieren und der Unterarm nur im Handgelenk ruhigzustellen ist. Ebenso verhält es sich mit der v. basilica, die entlang der Unterseite des Unterarms verläuft. Allerdings muß hier bei liegender Kanüle der Unterarm in Handgelenk und Ellenbeuge abgestützt werden, da andernfalls nach kurzer Zeit eine Venenwandschädigung eintritt. Sie beruht auf der durch das Gewicht des Unterarms hervorgerufenen Kompression der Vene über der Kanüle, deren Spitze u. U. die Gefäßwand durchbohren kann.

Die Venen des Handrückens eignen sich wegen der Schmerzhaftigkeit der Punktion, der kleinen Venenkaliber und der zahlreichen Anastomosen für die Infusion nicht oder nur sehr beschränkt.

Venen der unteren Extremität.

Ähnliche Verhältnisse wie bei der oberen sind an der unteren Extremität anzutreffen. Doch im Gegensatz zur oberen weist die untere Extremität zwischen den oberflächlichen und tiefer gelegenen Venen zahlreiche Anastomosen auf, so daß Thrombosen, die von den oberflächlichen Venengeflechten ausgehen, durch Übergreifen auf die profunden Venen

leicht gefährliche Ausmaße annehmen können. Darüber hinaus sind die Stromgebiete der vv. saphena magna und parva häufig varikös verändert. Daher wird die untere Extremität für Infusionen wenn irgend möglich ausgeklammert. Wenn jedoch keine andere Wahl besteht, gelingt die Punktion der v. saphena magna im Bereich des maleolus medialis verhältnismäßig leicht, weil die Vene an dieser Stelle gut sichtbar ist. Dagegen ist die kontralaterale v. saphena parva kaum erkennbar.

Durchführung der Punktion.

Um den Schmerz bei Einstich in die Haut auf ein Minimum einschränken zu können und die Vene sicher zu treffen, hat sich folgende Technik bewährt (KOPP, WIETHOFF):

Die Haut wird in entspanntem Zustand wenige Millimeter neben der Vene steil durchstoßen, die Kanüle in Richtung auf den Venenverlauf zur Haut gesenkt und die Vene sodann spitzwinklig anpunktiert, wobei die vom Nadelschliff ausgespannte Fläche parallel zur Vene steht. Damit wird die Gefahr der Perforation der gegenüberliegenden Venenwand eingeschränkt. Die Kanüle kann jetzt in die Vene eingeführt werden. Solange diese in unmittelbarer Nähe der Punktionsstelle geradlinig verläuft und keine nennenswerten Zuflüsse aufweist, sollte die Kanüle so tief wie möglich vorgeschoben werden, damit sie durch die Vene eine ausreichende Führung erhält, weil dadurch selbst bei nicht ganz einwandfreier Hautfixierung die Aberration der Spitze in Grenzen gehalten wird.

Fixierung der Kanüle.

Wird eine längere Liegedauer der Kanüle angestrebt, d. h., sollen mehrere Infusionen verabreicht werden, so sollten die etwas teureren Kanülen mit Auflageplatte (Flügelkanülen) verwendet werden, da sie die sicherste Fixierungsmöglichkeit bieten und beim Patienten keine Druckstellen hinterlassen. Hierbei erfolgt die Fixierung selbst am günstigsten durch zwei radial über die Auflageplatte gelegte ca.

10 cm lange Klebestreifen, über welche je eine Pflasterbahn kreuzförmig geführt wird. Nach der Fixierung sollte die Kanüle die Vene auf keinen Fall "emporheben" oder herunterdrücken, weil sonst ihre Spitze die Venenwand mit Sicherheit verletzt. Eine in die Tiefe gezogene Vene ist durch eine leichte Eindellung der Haut an dieser Stelle zu erkennen. Dem kann je nach Situation durch Unterlegen eines Mulltupfers unter den hinteren (distalen) bzw. vorderen Teil der Auflageplatte oder der Kanülenführung begegnet werden.

5.2 Kunststoffkanülen.

Sie sind das Bindeglied zwischen der einfachen Stahlkanüle und dem Venenkatheter. Über eine Stahlkanüle mit Griffplatte ist eine Kunststoffkanüle mit Rekordansatz gezogen mit gleitendem Übergang zur Stahlkanüle. Am Beispiel der Braunüle^R (s. Abb. 68 c) soll der Vorgang der Venenpunktion kurz erläutert werden: Die Punktion der Vene erfolgt mit der Spitze der Stahlkanüle. Ist die Vene getroffen, wird die Braunüle^R entsprechend ihrer Länge bis zum konischen Ansatz vorgeschoben, die Stahlkanüle mit Hilfe der Griffplatte herausgezogen und das Anschlußstück des vorbereiteten Infusionsleitungssystems auf den Rekordansatz der Kunststoffkanüle unter leicht drehender Bewegung aufgesteckt.

Die Verweildauer der Kunststoffkanülen ist gegenüber den Stahlkanülen wesentlich verlängert. Das hängt vor allem mit der Flexibilität des Kunststoffmaterials, seiner Gewebefreundlichkeit und der damit größeren Schonung der Venenwand zusammen. Es sind allerdings auch bei den Kunststoffkanülen schon Venenwandverletzungen größeren Ausmaßes mit ausgedehnten Hämatomen beobachtet worden, da die Spitze der Kunststoffkanüle derjenigen der Stahlkanüle an Scharfkantigkeit nur wenig nachsteht. Hierbei läßt sich kein Ausweg erkennen. Systembedingt muß der Übergang von der Kunststoff- zur Stahlkanüle gleitend und damit notwendigerweise

die Spitze der ersteren scharfkantig sein. Kunststoffkanülen, bei denen auf Grund eines Fabrikationsfehlers dieser Übergang eine winzige Stufe aufwies, konnten die Hautoberfläche nicht durchstoßen, ihre Spitze wurde dabei ausgefranst bzw. geknickt.

5.3 Venenkatheter.

Das System der Venenkatheter beruht auf dem umgekehrten Prinzip: Die Vene wird mit einer Metallkanüle punktiert und der Katheter durch das Kanülenlumen in die Vene vorgeschoben, wobei die Kanüle als Führung dient. Diese Ausführung des Venenkatheters besitzt gegenüber der Braunkanüle^R den Nachteil, daß der eigentliche Katheter auf keinen Fall bei liegender Kanüle zurückgezogen werden darf, weil sonst die Kanülenspitze den Katheter ein- oder gar durchschneiden würde. Die Folge davon wäre eine Katheterembolie, wobei dieser "Embolus" im allgemeinen nur durch Freilegung und Eröffnung der betroffenen Vene entfernt werden kann. Ist dagegen die Katheterisierung ohne Schwierigkeiten gelungen, so verbleibt die Kanüle am distalen Katheterende. Ohne Katheterschutz, mit dem neuerdings einige Venenkatheter ausgestattet sind, ist u. U. mit einer Beschädigung des Katheters zu rechnen. Versuche mit längsgespaltenen Kanülen, die nach erfolgter Venenpunktion durch Auseinanderbiegen an einer dem Spalt gegenüberliegenden Sollbruchstelle entfernt werden können, haben bisher noch keine zufriedenstellenden Ergebnisse gebracht.

So gesehen erscheint eine englische Version der Problemlösung am nächsten zu kommen. Wie aus Abb. 68 b hervorgeht, nimmt diese Konstruktion in gewisser Weise eine Zwitterstellung ein zwischen dem einfachen Venenkatheter Abb. 68 a und der Kunststoffkanüle Abb. 68 c, wobei damit nur deren Vorteile ausgeschöpft werden. (Um einen direkten Vergleich zu ermöglichen, wurden in der Zeichnung jeweils gleiche Funktionselemente mit denselben Zahlen versehen.)

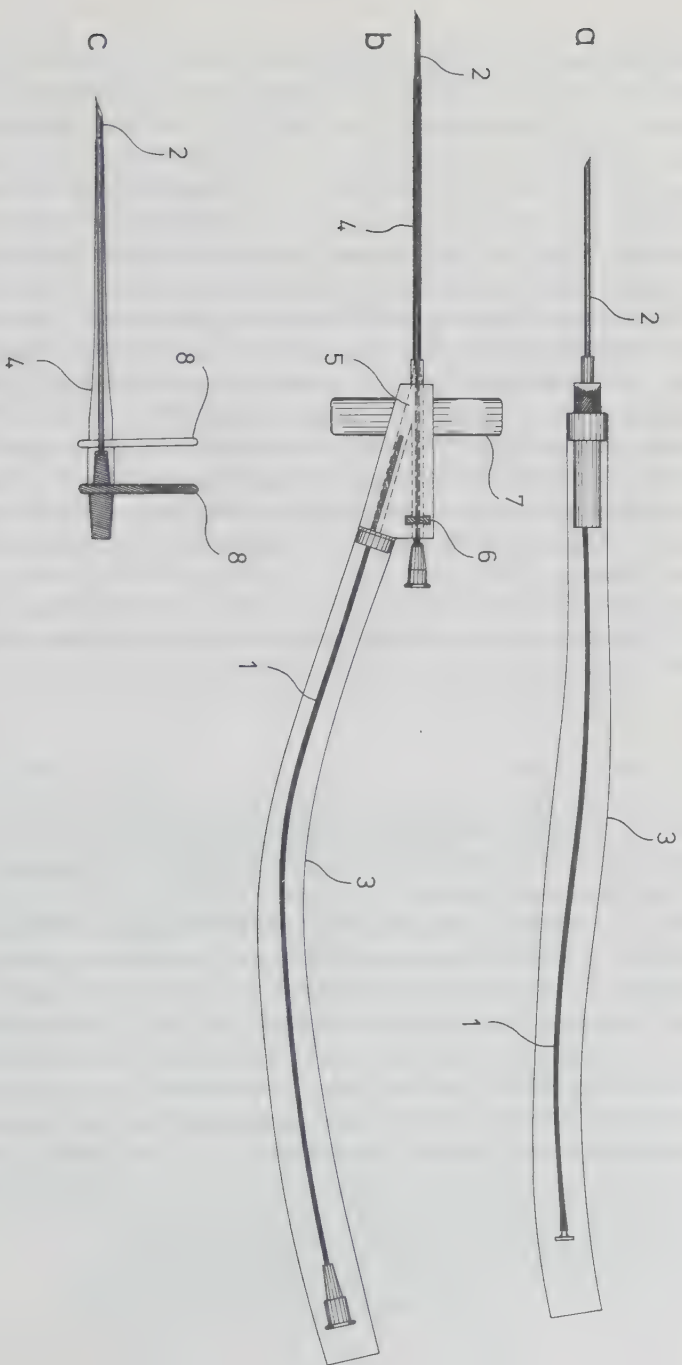


Abbildung 68

Während der einfache Venenkatheter (hier: Intracath^R) nur aus dem Kunststoffkatheter 1, der größerlumigen Metallkanüle 2 mit angesetzter Plastikhülle 3 besteht, welche für die Sterilität des Katheters 1 sorgt, zeigt die englische Version als wesentlichstes Merkmal ein mit einer Auflageplatte 7 versehenes Kopfstück 5 in Dreiecksform. Darin verlaufen in spitzem Winkel zwei Kanäle, die sich unmittelbar vor der Kunststoffkanüle 4 vereinigen. Der in geradliniger Verlängerung der Kunststoffkanüle 4 befindliche Kanal trägt die Stahlkanüle 2. Diese wird ebenso wie bei der Braunüle^R von der Kunststoffkanüle 4 ummantelt. Nach gelungener Venenpunktion kann sie zurückgezogen und entfernt werden. Ein Gummistopfen 6 aus Silikonkautschuk dichtet die Kanalöffnung anschließend ab. Wenn die Kunststoffkanüle 4 sicher in der Vene plaziert ist, wird der Katheter 1 durch den zweiten Kanal und die Kunststoffkanüle 4 in die Vene vorgeschoben.

Die Braunüle^R besitzt anstelle einer Auflageplatte 7 zwei Griffplatten 8, deren eine nach Entfernung der Metallkanüle 2 zur Fixierung verwendet werden kann.

Zusammenfassung.

Nach Erörterung der Verwendungsmöglichkeiten von Einmalkanülen zur intravenösen Kurzzeitinfusion wurden anhand der topographischen Anatomie der oberflächlichen Venen die in Frage kommenden Infusionsorte beschrieben und Punktions-technik sowie Fixierung der Kanülen besprochen. Außerdem wurden die Konstruktionsmerkmale von Kunststoffkanüle und Venenkatheter zur Langzeitinfusion mit Vor- und Nachteilen an je einem Beispiel erläutert. In diesem Zusammenhang wurde die englische Version eines Venenkatheters als eine Lösungsmöglichkeit des Problems hervorgehoben, welche die Vorteile beider Systeme vereinigt.

TEIL II

VENA-CAVA-KATHETER.

Definition und Aufgabe.

Eine flexible Kunststoffröhre, mit welcher von außen durch Punktion einer mehr oder weniger peripher gelegenen Vene eine direkte Verbindung zur unteren oder oberen Hohlvene hergestellt werden kann, wird als Vena-Cava-Katheter bezeichnet.¹⁾ Diese erstmals 1949 von DUFFY angegebene Methode war im Verlaufe der Jahre immer wieder Gegenstand lebhafter Diskussionen. Obwohl sich damit zweifellos entscheidende diagnostische und therapeutische Vorteile ergeben, hat dieses Vorgehen wegen seiner vor allem in den Anfängen hohen Komplikationsrate zahlreiche Gegner auf den Plan gerufen. Im folgenden soll versucht werden, anhand der uns zugänglichen und bedeutsam erscheinenden Literatur einen kurzen Abriß des gegenwärtigen Standes der Diskussion zu geben und daraus einige Schlußfolgerungen zu ziehen.

Der Cava-Katheter dient

1. zur langfristigen parenteralen Ernährung, sowie Substitutionstherapie und ermöglicht dabei die Zufuhr hypertonischer Lösungen
2. zur Messung des zentral-venösen Druckes (ZVD)
3. zur Blutentnahme für Laboruntersuchungen

Komplikationen.

Beim Cava-Katheter-Verfahren wurden bisher folgende Komplikationen beobachtet:

- 1) Anmerkung: Einer modernen Auffassung zufolge (BURRI) bezieht sich der Begriff "Cava-Katheter" ausschließlich auf den bis in den klappenlosen Abschnitt der oberen Hohlvene vorgeschobenen Kunststoffkatheter, von wo aus der zentrale Venendruck (s. d.) gemessen wird.

1. Phlebitiden
2. Thrombosen
3. Gefäßwandperforationen
4. Hämatome
5. Septiämien
6. Embolien (Thromb-E., Luft-E., Katheter-E.)
7. Pneumothorax
8. Arterienpunktion
9. Plexus- oder Nervenverletzungen
10. Vorhofrupturen
11. Exitus

Sie sind u. a. abhängig vom Einlegeort des Katheters, wie aus einer von BURRI und Mitarbeitern erarbeiteten Analyse hervorgeht, die auf der Auswertung von 9.024 Katheterfällen z. Teil aufgrund eigener Beobachtungen, vorwiegend aber auf Angaben aus der einschlägigen Literatur beruht. Nachstehend eine tabellarische Übersicht von Katheterkomplikationen in Abhängigkeit vom Einlegeort nach BURRI (Zahlenangaben in o/oo).

Zugang	n Katheter	Thrombose	Embolie	Infekt	Sepsis	Pneu	Haematothorax
Basilica	2015	19,44	1,48	81,84	2,48	-	-
Jugularis externa	1062	11,29	0	9,41	-	-	-
Subclavia	5548	1,80	0,90	0,36	1,44	9,18	1,26
Saphena magna	399	110,81	16,02	113,48	26,70	-	-

Tabelle 5

Es muß an dieser Stelle vermerkt werden, daß derartige Aufstellungen im wesentlichen nur ein grob quantitatives Bild

liefern können, da die vom Katheter primär oder sekundär ausgelösten Komplikationen komplexer Natur sind, sich dabei zum Teil addieren oder potenzieren und in jedem Fall mit dem Grundleiden, sowie dem Alter und Allgemeinzustand des Patienten in Verbindung zu bringen sind und daher für den Einzelfall eine differenziertere Betrachtungsweise erfordern. Es darf angenommen werden, daß die in der Literatur beschriebenen Komplikationsmöglichkeiten allgemein anerkannt sind. Bevor darauf eingegangen wird, soll zunächst eine Erörterung allgemein komplikationsfördernder Faktoren vorangehen.

Pathophysiologische Gesichtspunkte der katheterinduzierten Thrombophlebitis.

Wenn eine Vene punktiert wird, müssen Haut sowie darunter liegendes Gewebe einschließlich einer Venenwand durchstoßen werden. Diese Gewebsläsion löst physiologischerweise Gerinnungsprozesse aus, wobei die Faktoren des extrinsic-Systems (Gewebe) mit denen des intrinsic-Systems (Blut) in Berührung kommen und über die bekannten Reaktionsmechanismen zur Bildung von stabilisiertem Fibrin und schließlich durch Erythrozytenanlagerung ($\rightarrow$ Thrombus), Vasokonstriktion, endotheliale Adhäsion sowie Plättchenaggregation zu einer Behinderung des Blutflusses im Gefäß führen. Die für die Katheterisierung in Frage kommenden Venen haben selbst in der Peripherie ein ausreichend weites Lumen, so daß diese Behinderung der Strömung hier noch kaum ins Gewicht fällt.

Wenn dagegen der Katheter eingelegt wird, so verschlechtern sich die Strömungsverhältnisse besonders im distalen Abschnitt peripher gelegener Venen erheblich. Die Strömungsgeschwindigkeit verhält sich innerhalb einer definierten Gefäßstrecke ohne Zu- und Abflüsse in erster Näherung umgekehrt proportional zur Gefäßquerschnittsfläche und damit zum Quadrat des Gefäßradius (WETTERER). Die Vena basilica, einer der bevorzugten Einlegeorte (s. vorstehende Tabelle), hat an

der Punktionsstelle im Normalfall beim Erwachsenen (Oberarm in horizontaler Lage) eine lichte Weite von 3 mm und damit eine Querschnittsfläche von ca. 7 mm². Die für die Katheter geforderte Querschnittsöffnung soll 1 mm übersteigen (BURRI), so daß der durchschnittliche äußere Katheterdurchmesser zwischen 1,5 und 2,5 mm beträgt (FISCHER). Hält man sich an diese Zahlen, so ist rein rechnerisch an dieser Stelle ein Anstieg der Strömungsgeschwindigkeit um ca. 30 - 70 % zu erwarten. Aufgrund der physiologisch-anatomischen Verhältnisse verkehrt sich dieser Wert jedoch ins Gegenteil:

1. Wegen der Dehnbarkeit der den Katheter tragenden Vene kommt es dort primär nur zu einem geringfügigen Anstieg der Strömungsgeschwindigkeit.
2. Zur Aufrechterhaltung der Kontinuität der Strömung wird dieser Anstieg sekundär durch die Begleitvenen abgefangen, deren Füllung sich damit vergrößert.
3. Dabei beträgt die Dehnung der Anastomosenvenen bezogen auf die Dehnung der den Katheter tragenden Vene (setzt man etwa gleich große Querschnittsflächen voraus) aus naheliegenden Gründen nur etwa ein Drittel, so daß demzufolge in der Katheter führenden Vene die Strömungsgeschwindigkeit ungefähr proportional der Verkleinerung der freien Querschnittsfläche abnimmt.

Es gilt als erwiesen (FRICK), daß die Bildung intravasaler Thromben in erster Linie auf die Verlangsamung der Blutzirkulation zurückzuführen ist, weil dadurch das physiologische Gleichgewicht zwischen Gerinnung und Auflösung der Gerinnsel in Richtung Gerinnung verschoben wird. Hinzu kommt die Vergrößerung der Oberfläche durch den im Gefäß liegenden Katheter. So konnte durch phlebographische und pathomorphologische Untersuchungen an Basilica-Kathetern (DIETZ, REICHELT) gezeigt werden, daß sich im katheterisierten Venenabschnitt nicht nur (Venen-)wandständige Thromben bilden, sondern ebenso (Katheter-)Umscheidungsthromben. In keinem Fall wurde bei bestehenden wandständigen Thromben das

Fehlen der Umscheidungsthromben festgestellt. Da jeder neu entstehende Thrombus die Gesamtoberfläche infolge seiner bereits makroskopisch sichtbaren polymorphen Gestalt vergrößert, die Thromben aber wie in einer Tropfsteinhöhle auf einander zuwachsen, verschlechtert sich die Blutzirkulation noch mehr im Sinne eines circulus vitiosus.

Aufgrund dieser Überlegungen muß angenommen werden, daß die Thrombenbildung beim Basilica-Katheter zunächst vom distalen Venenabschnitt ausgeht und entlang des Katheters nach proximal fortschreitet, wobei der Katheter als Leitschiene dient. Dies ist deshalb umso wahrscheinlicher, als sich die katheterisierte Vene nach proximal erweitert und bis zur Katheterspitze mehrere Zuflüsse erhält, weshalb sich die Blutzirkulation im proximalen Venenabschnitt verbessert, so daß dort eventuell entstehende Thromben noch aufgelöst werden können.

Andere Verhältnisse sind bei den Subclavia-Kathetern zu erwarten und konnten durch BRAUN phlebographisch nachgewiesen werden. Infolge der (dem weit größeren Gefäßlumen entsprechenden) ausreichende Umspülung des Katheters konnten beim Vorliegen wandständiger Thromben die Umscheidungsthromben nur in 7 von 48 Fällen nachgewiesen werden. Daß selbst bei vollständigem thrombotischem Verschuß eines katheterisierten Gefäßes die Thrombose in den allermeisten Fällen klinisch stumm bleibt, ist auf zwei Umstände zurückzuführen:

1. Die meisten Thromben bleiben aseptisch.
2. Es kommt in vielen Fällen relativ rasch zur Ausbildung von Kollateralkreisläufen (Abb. 69).

Dagegen wurden nach Zurückziehen des Subclavia-Katheters in 6 von 8 Fällen flottierende Fibrinhüllen verschiedener Länge beobachtet (BRAUN). Es darf daher angenommen werden, daß selbst bei ausreichender Blutzirkulation die Katheteroberfläche für die bei der Endothelläsion ausgelösten Gerinnungsprozesse eine ausreichende Angriffsfläche bietet und daß möglicherweise auch ohne Gefäßwandverletzungen das physiologische Gleichgewicht zwischen Gerinnung und Fibrino-

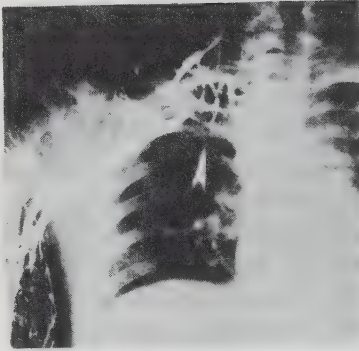


Abbildung 69

lyse durch den Katheter in Richtung Gerinnung "katalysiert" wird. Es bleibt bemerkenswert, daß die Erythrozytenanlagerung, die zu thrombotischen Veränderungen führt, infolge der günstigen Strömungsverhältnisse unterbleibt. Daraus kann gefolgert werden, daß die Oberfläche der Fibrinablagerung auf dem Katheter keine nennenswerten Unebenheiten aufweist, welche die Erythrozytenanlagerung begünstigen würden.

Einfluß des Kathetermaterials auf thrombotische Gefäßprozesse.

Die derzeit überwiegend verwendeten Katheter bestehen aus silikonisiertem PVC (Intracath^R) bzw. Polyäthylen. Eine vergleichende elektronenmikroskopische Oberflächenanalyse (BÄSSLER) zwischen Nativ-Kathetern und solchen nach intravenöser Lagerung zeigen deutlich sichtbare Protuberanzen, sowie riff- und rillenartige Gebilde auf der Oberfläche benutzter Katheter, während der Nativ-Katheter dort nur sehr feine materialbedingte Unebenheiten aufweist (Abb. 70, 71 und 72). Die Veränderung der Oberfläche wird dabei wahrscheinlich von Plasmaauflagerungen hervorgerufen, da keine geformten Bestandteile nachzuweisen waren (BÄSSLER). Inwieweit der zu beobachtende Weichmacherentzug aus dem Kunststoffmaterial (ein länger gelegener Katheter ist härter und spröder als ursprünglich), der mit Oberflächenveränderung einhergeht, hier eine Rolle spielt, wird sich erst abschätzen lassen, wenn die ersten Teflon^R-Katheter in Gebrauch kommen.

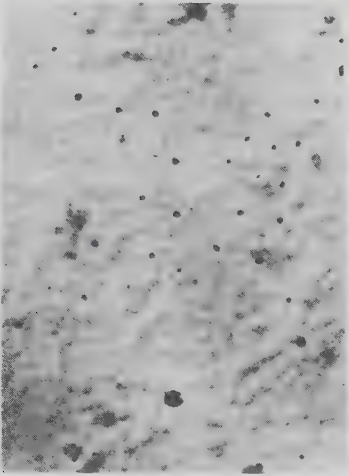


Abbildung 70

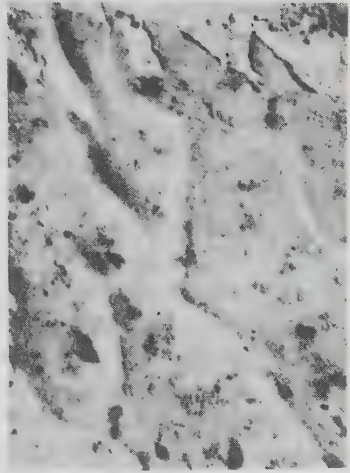


Abbildung 71

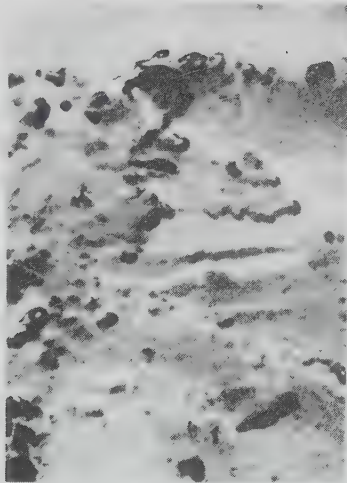


Abbildung 72

Anatomische Aspekte der katheterbedingten Gefäßwandverletzungen.

Die Katheterspitze hat rund um ihre Öffnung ein verhältnismäßig scharfkantiges Profil. Dadurch wird die Venenintima beim Vorschieben des Katheters nicht nur touchiert, sondern lädiert vor allem in Klappennähe, an den Einmündungsstellen kleinerer Seitenäste, sowie denen der vv. jugularis interna und anonyma und an Stellen, wo die Vene geschlängelt oder bogenförmigen Verlauf nimmt. Daß gerade die Mündungsgebiete hierbei im Vordergrund stehen, geht aus den dort häufiger zu beobachtenden Katheterverirrungen und Gefäßwandperforationen hervor, die sich zum Teil röntgenographisch nachweisen lassen. Aus anatomischen Gründen sind hiervon Schultergrütel und Halsregion am meisten betroffen. Die Gefäßwandläsionen führen relativ rasch zu Thrombosen und so ist es verständlich, wenn Katheter bereits nach wenigen Stunden entfernt werden müssen wegen massiver Reaktion der Vene im proximalen Abschnitt, die zum vorzeitigen thrombotischen Verschuß des Katheters geführt haben. Obwohl im proximalen Stromgebiet der Vene die Strömung durch den Katheter primär nur unwesentlich beeinflusst wird, scheint dort dennoch ein Mißverständnis zwischen thrombotischen Prozessen und thrombolytischer Reaktionsmöglichkeit zu bestehen als Folge massiver Endothelläsionen.

Es ist sehr fraglich, ob mit einem weicheren Kunststoffmaterial die Gefäßwandverletzungen zu reduzieren sind. Denn der Katheter benötigt eine gewisse Führung und damit Steifigkeit, weil er sich sonst vor jedem kleineren Hindernis verbiegen oder gar abknicken würde. Er müßte dann beim Vorschieben immer wieder ein Stück zurückgezogen werden, damit Knick oder Biegung wieder "aufgehen". Dabei würde aber mit größter Sicherheit die Vene lädiert, weil die Katheterspitze an der Wand vorbeikratzt, abgesehen davon, daß jeder Knick rezidivieren würde und eine Sollbruchstelle darstellt.

Eine verhältnismäßig sichere Prophylaxe des thrombotischen Verschlusses von Katheteröffnungen (nach Entfernung des Katheters lassen sich oft Thromben beachtlicher Länge - nach eigenen Beobachtungen bis zu 3 Zentimetern - aus der Katheterspitze spülen) ist die zwischen den eigentlichen Infusionen permanent kontinuierliche Durchströmung des Katheters. Es genügen dabei schon wenige ml/h, eventuell mit wenig heparinisierter physiologischer Kochsalzlösung (SCHYRA). Wird der Katheter dagegen über Nacht abgestöpselt, so ist die Gefahr der thrombotischen Verlegung seiner Öffnung als groß zu bezeichnen.

In diesem Zusammenhang erscheint noch folgender Hinweis von Bedeutung:

Intracorporale Flüssigkeitssammlung oder extracorporale Flüssigkeitsverluste, die je nach Ausmaß zu einer intravasalen Viskositätserrhöhung (Hämatokrit!) führen, sollten auch im Hinblick auf die sich dadurch verschlechternde Ausgangslage für den Katheter möglichst rasch ergänzt werden. Dies gilt umgekehrt auch für therapeutische Maßnahmen, welche eine entsprechende Erhöhung der Viskosität zur Folge haben könnten.

Entzündliche Gefäßwandveränderungen als Folge des kateterbedingten Fremdkörperreizes.

Für den Fall, daß es gelingt, den Katheter richtig zu platzieren ohne dabei auf ein Hindernis zu stoßen, lassen sich dennoch phlebographisch nach einiger Zeit Veränderungen des Venenlumens nachweisen: der Fremdkörperreiz des Katheters auf die Venenwand hat zu entzündlichen Reaktionen und schließlich zur Thrombophlebitis geführt. Deren Ausmaß ist sicher vom Kathetermaterial abhängig. Die ersten Gummi-Katheter, die vor DUFFY verwendet wurden, haben in kurzer Zeit massivste Gewebsreaktionen ausgelöst. Erst der Übergang zum Kunststoffkatheter hat die hohe Komplikationsrate merklich sinken lassen. Doch auch der Kunststoffkatheter

kann in seiner derzeitigen Materialzusammensetzung noch nicht als ultima ratio angesehen werden, weil der beispielsweise im PVC enthaltene Weichmacher hauptverantwortlich für die entzündlichen Reaktionen zu machen ist, so daß die Gewebefreundlichkeit des Materials angezweifelt werden muß. Auch hier könnte Teflon^R allein schon wegen seiner elektronenoptisch fast spiegelglatten Oberfläche und der damit verbundenen besseren Gleitfähigkeit eine Bresche schlagen. In diesem Zusammenhang sollte auch folgender Umstand gesehen werden:

Die PVC- oder Polyäthylenkatheter begünstigen in strömungsschwachen Venenabschnitten die Bildung von Umscheidungs- thromben. Die bindegewebige Organisation der Thromben beginnt nach 3 bis 4 Tagen Liegedauer des Katheters und ist nach etwa 10 Tagen mit Sicherheit abgeschlossen (REICHEL). Es ist daher nach dieser Zeit primär keine Progredienz der Thrombose mehr zu erwarten, weshalb die meisten Autoren (BURRI, BRAUN, OPDERBECKE) annehmen, daß die Thrombosierung von der Liegedauer des Katheters unabhängig ist. Die Gerinnsel haften fest auf ihrer Unterlage und der lädierte Venenabschnitt beginnt zu vernarben. Der Katheter ist zu diesem Zeitpunkt in Abhängigkeit seiner Oberflächenbeschaffenheit (siehe auch S. 127) mehr oder weniger fixiert. Durch die nie ganz auszuschließenden Bewegungen des katheterisierten Patienten wird die Vene in jedem Fall irritiert und zusätzlich von der sich kontrahierenden Muskulatur gedrückt. Sie gibt beidem nach und dehnt sich dabei innerhalb der freien Wegstrecke zweier über den nicht dehnbaren Katheter möglicherweise thrombotisch fixierter Punkte. Hält die Dehnbarkeit dem Druck nicht mehr stand, so kann es u. U. zum Ablösen der organisierten Thromben von ihrer Unterlage (der Venenwand) kommen, so daß die media in Mitleidenschaft gezogen wird. Davon erscheinen besonders die Venen der Extremitäten betroffen, wo durch Beugung und Streckung, sowie Ab- und Adduktion auch der noch nicht thrombotisch umschlossene und fixierte Katheter in Bewegung gerät durch Verlängerung oder Verkürzung der Venenlänge. Insofern ist die Gleitfähigkeit des Ma-

terials, die sich aus der Oberflächenbeschaffenheit ergibt, sicher von Bedeutung, da sie die potentielle Liegedauer des Katheters wegen der allgemein geringeren Gewebsreaktionen verlängert. Der in der Vene gleitfähige Katheter erfordert bei einer Liegedauer von mehr als einer Woche eine routinemäßige röntgenologische Kontrolle in Abständen von 4 bis 6 Tagen, sowie die sichere Fixierung seines distalen Endes auf der Körperoberfläche und deren tägliche Inspektion (BURRI, FISCHER, OPDERBECKE) ebenso wie die Pflege der Kathetereintrittsstelle in die Haut (siehe dort). In diesem Zusammenhang muß gefordert werden, daß alle Venenkatheter aus einem röntgenpositiven Material bestehen sollten, wie z. B. der Intracath^R, da die Kontrastmitteldarstellung der katheterisierten Vene wegen ihres größeren Aufwandes einer Routine-Röntgenkontrolle des Katheters im Wege steht, abgesehen von gelegentlich auftretenden Unverträglichkeitsreaktionen auf das Kontrastmittel selbst. Bei Kathetern, die von der v. basilica aus in die v. cava superior eingeführt werden, erscheint die Lagekontrolle bei nicht fixiertem Unterarm besonders wichtig. Denn eine maximale Ante- oder Retroversion des Oberarms bewirkt eine relative Verkürzung der Katheterlänge bis zu 5 cm, wohingegen die Abduktion bis zur Horizontalen eine entsprechende relative Verlängerung um ca. 3 bis 4 cm hervorruft. Das bedeutet, daß die Katheterspitze auf der halben Distanz zwischen rechtem Vorhof und der Einmündungsstelle der contralateralen v. brachiocephalica (anonyma) liegen sollte, da andernfalls die Gefahr einer Vorhofruptur oder einer Verirrung in die anonyma zu befürchten ist.

Katheterinduzierte Septikämien und ihre Prophylaxe.

Die im Anfangsstadium der Entwicklung und bis in die jüngste Vergangenheit bei den Katheterkomplikationen mit im Vordergrund stehenden Septikämien mit teilweise tödlichem

Ausgang (BURRI) sind in der Hauptsache auf die Kontamination der Kathetereintrittsstelle und ihrer Umgebung zurückzuführen. Dabei ergibt sich immer wieder dasselbe Bild: pathogene Keime, vor allem staph. aureus und Enterobakterien, dringen entlang des Katheters in die Haut ein, gelangen in die Vene, vermehren sich infolge der günstigen Umweltbedingungen (Hämostase, Thrombose) rasch und wandern herzwärts, wobei ihre Kolonien den Katheter offenbar als Leitschiene benutzen. Phlegmonöse Entzündungen und septische Thrombosen (BURRI, HENNEBERG, OPDERBECKE) sind die Folgeerscheinungen, in einem Fall ist sogar eine fortgeleitete Endokarditis beschrieben worden (ORESTANO). Selbstverständlich können gerade diese Fälle nicht für sich isoliert betrachtet werden, sondern sind auf die Reaktionslage des betreffenden Organismus zu projizieren.

Als Prophylaxe dieses zu 80 - 90 % Katheter-induzierten Krankheitsbildes werden heute übereinstimmend dieselben streng aseptischen Maßnahmen beim Einlegen des Katheters gefordert, wie sie bei allen chirurgischen Eingriffen üblich sind (Gummihandschuhe, Mundschutz, sorgfältige Desinfektion der Punktionsstelle), vor allem aber die konsequente Vermeidung einer Venaesectio.

Wenn der Katheter sicher plaziert und die Kanüle zurückgezogen wurde, so sind die Versorgung der Einstichstelle mit einem Antibiotikaspray, sowie nach Fixierung des Katheters deren sorgfältige sterile Abdeckung unbedingt erforderlich. MORAN konnte anhand von Parallelversuchen an Katheterpatienten nachweisen, daß die antibiotisch versorgte Kathetereintrittsstelle der Haut nur bei 5 % der Fälle septische Krankheitsbilder aufkommen ließ, während unbehandelte (Placebo-)Testfälle zu 78 % Septämien entwickelten. Im Vordergrund der Katheterpflege- und Überwachung steht die wenigstens tägliche Erneuerung des antibiotischen Schutzes der Kathetereintrittsstelle, sowie die Kontrolle seiner Fixierung auf der Haut und der Wechsel der sterilen Abdeckung. Bei diesen pflegerischen Maßnahmen sollte ebenso mit

Mundschutz und Gummihandschuhen gearbeitet werden, da jegliche Kontamination des Katheters vermieden werden muß, besonders im Falle einer notwendig werdenden Lagekorrektur desselben.

Maßnahmen zur Vermeidung von Katheter- und Luftembolien.

Zur Vermeidung von Katheterembolien ist die strikte Beachtung der den Kathetern beigelegten Gebrauchsanleitungen zu empfehlen. Wird nämlich der Katheter durch die noch in der Vene liegende Kanüle herausgezogen, so wird er fast immer durch den scharfen Anschliff der Kanülen spitze beschädigt, u. U. sogar durchschnitten. Dies wird verständlich, wenn man berücksichtigt, daß der Katheter außerhalb der Kanülenführung in der Vene abgewinkelt liegt in Bezug auf die Kanüle und diese daher beim Zurückziehen den Katheter mit ihrem scharfen Schliff fast zwangsläufig einschneiden muß.

Zur Ätiologie der katheterbedingten Luftembolie wurde bereits im Teil I, Seite 110ff. Stellung genommen. Hierzu wäre vielleicht noch anzumerken, daß es zweckmäßig ist, nicht nur den Katheter selbst, sondern auch das untere Ende des Infusionsschlauches unmittelbar vor dem Latexschlauchstück zu fixieren und die Verbindung Katheterschlauch mit einer kurzen, locker gelegten Bandage vor dem willkürlichen oder unwillkürlichen Zugriff des Patienten zu sichern.

Allgemein prophylaktische Maßnahmen zur Vermeidung von Komplikationen.

OPDERBECKE begründet die von ihm vorgelegte auffallend niedrige Komplikationsrate von 0,8 % bei 800 Katheterfällen (vorwiegend Basilica-Katheter) mit folgenden allgemein prophylaktischen Maßnahmen:

1. Jeder Patient, dessen Zustand voraussichtlich eine länger als 3 - 4 Tage dauernde Infusionstherapie erforderlich macht, wird von vornherein katheterisiert. Damit wird vermieden, daß Venen vorzeitig alterieren, nachdem sie zuvor von starren Kanülen nach herkömmlicher Methode traktiert worden sind. Dies ermöglicht die Platzierung eines zweiten Katheters auf der kontralateralen Seite, sofern der erste gezogen werden mußte.
2. Entfernung des Katheters bei geringsten Anzeichen entzündlicher Veränderungen der Vene ohne Rücksicht auf die Dringlichkeit weiterer Infusionstherapie.
3. Konsequente Vermeidung einer Venaesectio und des damit erhöhten Fremdkörperreizes seitens des Katheters, der die primäre Verheilung der Schnittwunde verzögert bzw. verhindert.
4. Grundsätzliche Ablehnung der v. saphena magna als Einlegeort, da er statistisch und prozentual die höchste Komplikations- und Todesrate aufweist (BURRI).

Dieser Aufstellung ist noch hinzuzufügen, daß die Liegedauer eines Cava-Katheters auf keinen Fall über die sich aus entsprechender Indikation ergebende Zeitspanne hinaus verlängert werden sollte, selbst wenn bis dahin ein subjektiv und objektiv störungs- und komplikationsfreier Verlauf beobachtet werden konnte. Es darf dabei nämlich der Umstand nicht aus den Augen verloren werden, daß der Katheter nach wie vor als Fremdkörper entsprechende Spätreaktionen auslösen kann. Unter keinen Umständen sollte die bequeme Blutentnahme aus dem Katheter für labor-diagnostische Zwecke zu einer über die unbedingt notwendige Zeit hinausgehenden Verweildauer des Katheters veranlassen.

Cava-Katheter und Venaesectio.

Heutzutage wird Überwiegend von einer Venaesectio zum Zwecke der Einführung eines Venenkatheters zur parenteralen Ernährung und Substitutionstherapie abgeraten (BURRI, OPDERBECKE, HENNEBERG). Unter Abstützung auf diese einschlägige Literatur und aufgrund eigener Beobachtungen ist dazu festzustellen, daß die Venaesectio als ultima ratio zur Erreichung eines venösen Zuganges für die Katheter im Normalfall beim Erwachsenen, d. h., abgesehen von schweren physikalischen Noxen (Verbrennungen, Verbrühungen, Verätzungen, Strahlenschäden) der oberen Körperabschnitte, sehr häufig auf einer verfehlten Infusionstechnik beruht, die oft noch von viel zu langem Zögern oder Zuwarten bei der Indikationsstellung zur Katheterisierung begleitet wird. Hinzu kommt bisweilen eine gewisse Unsicherheit in der Katheterstechnik selbst, was zur Folge haben kann, daß Katheter frühzeitig wegen auftretender Schwierigkeiten oder sich rasch einstellender Komplikationen entfernt werden müssen. Die Folge davon sind zur weiteren Katheterisierung völlig unbrauchbare weil thrombotisch verschlossene oder bindegewebig obliterierte oberflächliche Venen, so daß dann nur noch die tiefer gelegenen Extremitätenvenen übrig bleiben, sofern man mit der Technik des Subclavia- bzw. Jugularis-Zugangs nicht vertraut ist.

Wird die Venaesectio lege artis durchgeführt, so ergibt sich daraus zweifellos der Vorteil, daß das Einführen des Katheters wenig Mühe bereitet. Aus den Ausführungen aus S. 123 ff. wird verständlich, daß die Gefahr der Thrombosierung der katheterisierten Vene hierbei, wie die Statistik beweist, besonders groß ist, weil die Blutversorgung durch Ligatur des distalen Venenabschnitts unterbunden wird. Gleichzeitig ist hier die von BURRI, OPDERBECKE und anderen Autoren genannte Gefahr der septischen Komplikation zu nennen. Die durch Schnittfreilegung der Vene erzeugte Wundfläche ist selbst bei ausreichender Technik etwa 50 bis 100 mal größer als die durch Hauteinstich hervorgerufene Gewebsläsion. Selbst wenn der Patient in einem Gipsbett

liegt, ist eine Bewegung des Katheters nicht ganz auszuschließen, so daß der permanente Fremdkörperreiz die Bildung von Granulationsgewebe an der Kathetereintrittsstelle wegen der größeren Wundfläche fast unmöglich macht. Deshalb kommt die Wunde während der Gesamtliegedauer des Katheters nicht zur Ruhe und damit auch nicht zur primären Abheilung (dabei spielt jedoch die Abwehrlage des betreffenden Organismus eine sehr wesentliche Rolle). Zudem ist die Nahtstelle, weil der Katheter mit Fäden fixiert ist, einer dauernden longitudinal nach beiden Richtungen wirkenden Zugbelastung ausgesetzt. Deshalb gestaltet sich die antibiotische Abschirmung der Wunde äußerst schwierig, zumal sich unter den Nähten feuchte Kammern bilden können, welche das Keimwachstum außerordentlich begünstigen. So ist es nicht verwunderlich, daß die durch septisches Geschehen hervorgerufene Sterblichkeitsziffer hierbei vergleichsweise hoch liegt.

Pilzinfektionen im Zusammenhang mit der Anwendung des Cava-Katheters.

Bei fast allen chirurgischen und neurochirurgischen Patienten und bei einem Teil der internistischen Fälle wird bereits vor der Katheterisierung oder unmittelbar danach eine intracorporale antibiotische Abschirmung vorgenommen. Wenn in der Literatur Fälle von Soorsepsis (candida albicans) im Zusammenhang mit dem Cava-Katheter beschrieben sind (HENNEBERG), so ist deren Zuordnung zum "Katheterfall" sicherlich nur in den wenigsten Fällen nachweisbar. Es erscheint daher sinnvoller, dieses Krankheitsbild dort einzuordnen, wo es aller Erfahrung nach eher hingehört, nämlich zu den Folgen der allgemein chirurgischen bzw. internistischen Infektionsprophylaxe oder -therapie. So wird am ehesten der Eindruck vermieden, als handle es sich hierbei um eine möglicherweise mittelbar bedingte Katheterkomplikation. Denn derartige Pilzinfektionen sind im allgemeinen erst nach wochen- oder monatelanger antibiotischer The-

rapie und/oder Corticoidgaben zu beobachten und betreffen in erster Linie Säuglinge und ältere (kachektische) Patienten. Die mittlere Liegedauer des Cava-Katheters steht aber weit hinter dieser Dauertherapie zurück.

Indikationen zum Cava-Katheter.

Die Komplikationsrate beim Cava-Katheter wird im Laufe der nächsten Jahre abnehmen. Dies wird bedingt sein durch größere Routine in Handhabung und Punktionstechnik des Katheters und durch Verwendung gewebsfreundlicheren Kathetermaterials. Dennoch wird auch hier eine Übergangsphase zu beobachten sein, innerhalb derer die katheterbedingten Komplikationen noch leicht ansteigen oder aber ihre derzeitige Höhe beibehalten werden. Denn bis heute ist die Cava-Katheter-Methode noch überwiegend ein Privileg der Universitätskliniken oder Großkrankenanstalten außerhalb der Universitäten und deren Spezialabteilungen oder wird fälschlicherweise als solches angesehen. Einen Hinweis darauf liefern die uns zugänglichen Publikationen. Es ist aber damit zu rechnen, daß mit zunehmender Verbreitung der Methode auch in kleineren Hospitälern die nicht veröffentlichten Fälle und damit die Dunkelziffer Größenordnungen erreichen, die den bisher bekannten und veröffentlichten Komplikationen entspricht. Daher wird während dieser Übergangsphase die Indikationsstellung zum Cava-Katheter noch relativ strengen Maßstäben zu unterwerfen sein.

Grundsätzlich ist die Indikation zum Cava-Katheter von der Schwere des Krankheitsbildes abhängig, aus der sich zwangsläufig die Notwendigkeit einer langfristigen parenteralen Ernährung und/oder Substitutionstherapie, sowie die ständige Überwachung der Blut- und Kreislaufparameter ergibt.

Grob schematisch läßt sich eine Einteilung in chirurgische bzw. neurochirurgische und internistische Katheterfälle vornehmen, innerhalb derer die geburtshilflichen und gynäkologischen Fälle ebenso wie die pädiatrischen mit ein-

geordnet werden können. Gleitende Übergänge sind dabei vielfach möglich.

1. Chirurgische und neurochirurgische Fälle:

- größere abdominelle Operationen
- Eingriffe bei intrakraniellen Tumoren und Gefäßprozessen
- schwere Unfälle mit cerebraler Schädigung
- Thoraxoperationen incl. Eingriffe am Herzen
- Gefäßoperationen
- porto-cavale Anastomosen
- akute Blutungen (Magen, Ösophagus)
- Schock
- schwere Sekundärinfektionen
- schwere physikalische Noxen (Verbrennungen, Verbrühungen, Verätzungen)
- Tetanus

2. Internistische Fälle:

- schwere Erkrankungen von Herz und Kreislauf
- schwere Erkrankungen des Verdauungstraktes einschließlich Infektionen und inoperabler Tumoren
- schwere allgemeine Infektionen
- Schock
- intracranielle Prozesse und altersbedingte Veränderungen des Gehirns
- Erkrankungen des Urogenitalsystems ohne oder mit Herz-Kreislaufbeteiligung

Aus dieser Aufstellung (die nicht den Anspruch auf Vollständigkeit erhebt) wird der jeweils Behandelnde besonders

die Fälle herausgreifen, bei welchen die Schwere des Allgemeinzustandes bzw. eine Kombination mehrerer Leiden eine rasche Wiederherstellung ausschließt. In Zweifelsfällen ist ein rascher Entschluß zur Katheterisierung aussichtsreicher im Hinblick auf die maximale, d. h., komplikationsfreie Liegezeit des Katheters und daher einer zögernden Haltung mit einstweiliger Anwendung herkömmlicher Infusionsmethoden mit starrer Kanüle wegen der dabei auftretenden Venenvorschädigung sicher vorzuziehen. Fälle mit manifester Thrombose, z. B. im Beckengürtelabschnitt, oder vorliegender Thrombosedisposition sind im internistischen Bereich nicht unbedingt als Kontraindikation zur Katheterisierung anzusehen, da durch Heparinisierung des betreffenden Venenabschnitts (der den Katheter trägt) Aussicht auf eine ausreichende Liegedauer des Katheters besteht. Andere Verhältnisse liegen bei chirurgischen Patienten mit Thrombosenneigung vor. Hier muß wegen der Gefahr von Sickerblutungen die Antikoagulierung anfangs jederzeit kontrollierbar bleiben, so daß eine zusätzliche Heparinisierung kaum in Betracht kommen kann. Damit wird die Liegezeit des Katheters eingeschränkt, da bei Quickwerten zwischen 40 und 60 % die frühzeitige Thrombosierung im gedrosselten Strombereich des katheterisierten Venenabschnitts nicht ausgeschlossen werden kann.

Zusammenfassung.

In den vorstehenden Kapiteln wurde ausgehend von den Ergebnissen einer umfassenden Studie über Katheterkomplikationen (BURRI) auf die möglichen Ursachen dieser Komplikationen näher eingegangen. Ausgangspunkt dafür waren zunächst hämodynamische Überlegungen, die sich aus der Einengung des Gefäßlumens durch den Katheter ergeben. Dabei wurde hervorgehoben, daß die damit in erster Näherung korrelierbare Reduzierung der Strömungsgeschwindigkeit in Verbindung mit der anfangs rein mechanisch zustande kommenden Gefäßwandschädigung durch den Katheter bei dessen

Vorschieben bis zur v. cava sup. als Ausgangspunkt für thrombotische Gefäßprozesse anzusehen ist. Als weitere pathogenetische Faktoren im Sinne der Gefäßschädigung mit entsprechenden Reaktionen kommen bei längerer Liegedauer die Oberflächenveränderung des Katheters ebenso wie dessen chemische und physikalische Veränderung durch Weichmacherentzug in Frage, wobei allerdings die primär gewebsschädigende Wirkung des Weichmachers noch eingehend zu untersuchen wäre. Der Fremdkörperreiz mit seinen aus anderen Gebieten der Medizin hinreichend bekannten Folgen läuft zu den oben genannten Faktoren parallel.

Im Rahmen der Komplikations-Prophylaxe wurden in den weiteren Ausführungen zunächst anatomische Gesichtspunkte in den Vordergrund gestellt und dabei u. a. auf die Notwendigkeit der röntgenologischen Lagekontrolle des Katheters (Gefäßwandperforation, Verirrung in andere Gefäßzweige) hingewiesen. In diesem Zusammenhang wurde unter Abstützung auf die Ergebnisse der BURRI-Studie die Forderung zahlreicher Autoren übernommen, den Zugang über das Venensystem der unteren Extremitäten soweit als irgend möglich zu vermeiden ebenso wie die Venaesectio. Mit besonderem Nachdruck wurde darauf hingewiesen, daß abgesehen von allgemein infektiionsprophylaktischen Maßnahmen im Sinne konsequenter Asepsis und entsprechender Katheterpflege, der rechtzeitige Entschluß zur Katheterisierung nach strenger Indikationsstellung die beste Gewähr für eine ausreichend lange, störungsfreie Liegezeit des Katheters bietet, daß aber darüber hinaus das Risiko möglicher Spätkomplikationen nicht unterschätzt werden und demzufolge der Katheter nur solange als unbedingt notwendig liegenbleiben sollte.

Zentraler Venendruck (ZVD).

80 - 85 % der zirkulierenden Blutmenge befindet sich im venösen Niederdrucksystem. Zur Beurteilung des Kreislaufs war man bisher auf Pulsfrequenz und -qualitäten, arteriell-

len Blutdruck und Atemfrequenz angewiesen, hinzu kamen Hautfarbe, Schweißsekretion, Temperatur und gegebenenfalls Nagelprobe. In den letzten Jahren hat die Messung des zentralen Venendrucks mit Vervollkommenung der Meßmethodik zunehmend an Bedeutung gewonnen. Der ZVD wird im klappenlosen oberen Hohlvenenabschnitt mit Hilfe eines in die v. cava superior vorgeschobenen Kunststoffkatheters (Cava-Katheter) durch Flüssigkeitsmanometrie gemessen (BURRI).

Ausgangspunkt für die Überlegungen war die Erkenntnis, daß der ZVD ein Maß für das Verhältnis zwischen venösem Angebot und Leistungsfähigkeit des rechten bzw. linken Herzens darstellt und damit neben Pulsfrequenz und arteriellem Blutdruck die wichtigste Kreislaufgröße repräsentiert.

Zunächst anhand von Tierversuchen und schließlich in der klinischen Praxis hat sich dieses Verfahren als eine sehr empfindliche Methode erwiesen, rechtzeitig und zuverlässig über die aktuellen Kreislaufverhältnisse Auskunft zu erhalten. Der ZVD ist keine isolierbare Größe und demzufolge lediglich diagnostisches Hilfsmittel, nicht aber die Diagnose selbst. Er steht in Beziehung zu zahlreichen äußeren und inneren Einflüssen und ist nach BURRI primär von folgenden Faktoren abhängig:

1. Kapillardruck
2. zirkulierende Blutmenge
3. Tonus der Gefäßwände
4. Druckverhältnisse der Umgebung
5. Leitungsfähigkeit des rechten Herzens

Als einfache, rein mechanische Größe entzieht er sich einfachen Denkschemata nicht, so daß sein grundsätzliches Verständnis ausreicht, um damit selbst kompliziertere Sachverhalte aufzudecken und zu begreifen.

Der zentral-venöse Druck ist nach BURRI von folgenden inneren Einflüssen abhängig und reagiert darauf durch:

Hypovolämie	- Abfall
Hypervolämie	- Anstieg
Rechtsherzinsuffizienz	- Anstieg
Linksherzinsuffizienz	- Anstieg sekundär durch Druckanstieg über Lungen- kreislauf im rechten Her- zen
mechanische Behinderung der zentralen Strombahn	- Anstieg, sofern die Be- hinderung unmittelbar vor dem rechten Herzen liegt
mechanische Behinderung des Herzens bei Pericardtamponade, Pericarderguß oder Pericardempyem, sowie Panzerherz	- Anstieg durch Behinderung des venösen Rückstroms
Veränderungen in der Lungen- strombahn bei Lungen-, Fett- oder Luftembolie, sowie me- chanischer Verengung durch Druckeinflüsse der Umgebung (Emphysem, status asthmaticus)	- Anstieg durch Druckerhöhung im rechten Herzen
respiratorische Thoraxdruck- schwankungen	- Schwankung
äußere Einflüsse und Reak- tion des zentralen Venen- drucks: Thoraxdruckverän- derungen nach Traumen (Spannungspneumothorax)	- Anstieg durch Kompression des zentralvenösen Gefäß- systems
Medikamente	- Anstieg oder Abfall je nach Wirkung des Medika- mentes auf den Gefäßtonus

Abgesehen von seiner allgemein klinischen Bedeutung zur Sicherung der Diagnose und Unterstützung der Therapie hat der ZVD vor allem in der Schockbehandlung und -prophylaxe eine zentrale Stellung eingenommen. Dazu ein typisches Beispiel:¹⁾

Ein 68jähriger polytraumatischer Patient wird nach mehrstündigem Schockzustand eingewiesen. Er weist bei einem gemessenen Volumendefizit von 33 % einen ZVD von - 2 cm, einen systolischen Druck unter 100 mmHg und einen Puls über 100 auf. Die Substitution mit Kolloiden und Blut bringt eine volumetrisch bestätigte Auffüllung des Sollvolumens. Der zentrale Venendruck liegt aber bei einem systolischen Druck um 120 mmHg immer noch auf 0 cm. Erst eine Übertransfusion von 20 % des Sollvolumens bringt bei klinischer Erholung den ZVD auf 6 cm und den Blutdruck auf 150 mmHg, was dem Normwert dieses Patienten entspricht.

Aus dieser Schilderung wird ersichtlich, daß der ZVD den tatsächlichen Flüssigkeitsbedarf signalisiert, während Puls und arterieller Blutdruck lediglich die vorübergehende Ab-sättigung anzeigen, die gegeben ist durch die Flüssigkeits-aufnahme-Kapazität des Gewebes. Desweiteren wird deutlich: Eine einmalige Messung des ZVD besitzt keine Aussagekraft, ja sie kann u. U. zu falschen Schlüssen verleiten. Deshalb ist es notwendig, daß man sich durch Mehrfachmessung ein genaues Bild des Kreislaufverhaltens macht und nicht so sehr die Absolutwerte, sondern den zeitlichen Anstieg des Druckgradienten zur Beurteilung heranzieht.

Meßmethode zur Ermittlung des ZVD.

Um zu vergleichbaren Druckwerten zu gelangen, ist es erforderlich, ein Bezugssystem festzulegen. Wie bereits eingangs erwähnt, wird der ZVD mit Hilfe eines Cava-Katheters im klappenlosen Bereich der oberen Hohlvene gemessen. Da-

1) entnommen aus: BURRI, C. et al. Experimentelle Grundlagen und klinische Erfahrungen bei der Venendruckmessung. Venendruckmessung. Anaesth. u. Wiederbeleb. 34, 12 (1969).

bei wird das Niveau des rechten Vorhofs gleich Null gesetzt. Um trotz der konstitutions- bzw. krankheitsbedingten Variabilität, die gemeinhin eine Variabilität der inneren Organe in Form und Größe zur Folge hat, zu einem befriedigendem Meßverfahren zu gelangen, haben BURRI und Mitarbeiter eine standardisierbare Meßmethode entwickelt. Ausgehend von vergleichenden röntgenographischen Untersuchungen an liegenden katheterisierten Patienten von unterschiedlichem Habitus kamen sie nach Ausmessung der Röntgenbilder (Thoraxaufnahmen im seitlichen Strahlengang) zu folgenden Ergebnissen:

Der auf Höhe des rechten Vorhofs liegende Katheter (gleich Null-Marke) hat von der Mitte des Sternums zwischen manubrium sterni und processus xiphoideus einen Abstand von $\frac{2}{5}$ des Thoraxdurchmessers und von der Unterlage $\frac{3}{5}$ des Thoraxdurchmessers. Die maximale Abweichung betrug bei 10 Patienten 1 cm. Gegenüber Angaben anderer Autoren, die sich zur Festlegung des äußeren Null-Punktes (d. i. der sich vom rechten Vorhof sagittal auf die laterale Körperoberfläche projizierende Punkt) zumeist auf starre Werte beziehen und daher zwangsläufig der Variabilität des Habitus nicht gerecht werden, ist die BURRI-Methode nicht nur flexibler, sondern auch genauer und von den meisten Kliniken, die sich mit der Venendruckmessung befassen, bereits eingeführt. Die Flexibilität des Systems schlägt sich im Meßgerät, der Thoraxschublehre, nieder. Diese Schublehre besteht nach BURRI aus einem vertikalen, längsgespaltenen Rohr mit zwei dazu rechtwinklig stehenden Schenkeln, deren oberer auf dem Rohr verschieblich ist und in der Mitte eine Wasserwaage trägt. Zwischen beiden Schenkeln befindet sich in paralleler Anordnung ein Zeiger. Schenkel und Zeiger sind im Innern des Rohres durch eine Schraubendruckfeder so miteinander verbunden, daß der Abstand des Zeigers vom unteren Schenkel $\frac{3}{5}$ der Distanz beider Schenkel beträgt. Durch diese Anordnung (Abb. 73) bleibt der relative Zeigerabstand von beiden Schenkeln unabhängig vom Absolutwert des Schenkelabstandes immer erhalten. Wird daher beim waagrecht liegenden Patienten die

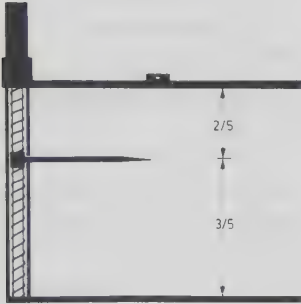


Abbildung 73



Abbildung 74

Thoraxschublehre so ange-
setzt, daß der obere Schen-
kel in waagrechter Posi-
tion in der Mitte des Ster-
nums aufgelegt und der un-
tere Schenkel den Thorax
von unten tangiert, so gibt
der Zeiger die Lage des
äußeren Null-Punktes an
(Abb. 74). Zur Durchführung
der Venendruckmessung muß,
sofern beim Patienten be-
reits ein Cava-Katheter ge-
legt ist, nur noch eine auf
Zentimeter geeichte Meßska-
la z. B. am Infusionsstän-
der so angebracht werden,
daß äußerer Null-Punkt und

Null-Marke der
Skala in einer
Höhe liegen.
Schließlich muß
ein Meßschenkel
vom Überleitungs-
system der Infu-
sion abgezweigt
(am günstigsten
durch einen Dreiwege-
hahn) und unter Sy-
phonbildung an der
Meßskala festge-
klemmt werden. Wird
jetzt der Dreiwege-
hahn auf "messen"
gestellt, so strömt

Infusionsflüssigkeit in den Meßschenkel ein bis zu der Höhe,
die dem aktuellen ZVD entspricht. Dieser Wert kann an der
Skala abgelesen werden.

Vor jeder Messung sollte man sich vergewissern, daß

1. zwischen Katheter und Meßschenkel keine Undichtigkeit besteht;
2. der Katheter sicher durchgängig ist (ggf. Spülungsversuch);
3. die Körperlage des Patienten unverändert ist;
4. der äußere Null-Punkt mit der Null-Marke der Meßskale übereinstimmt.

Die Kontrolle der Katheterlage im oberen Hohlvenenbereich kann von Fall zu Fall erforderlich sein.

Erläuterung zu Punkt 3:

Jede Veränderung der Körperlage führt zu einer Veränderung des ZVD. In Kopftieflage (Trendelenburg) Druckanstieg, desgleichen bei Hochlage der unteren Extremitäten; Rumpf in Beugestellung; Druckabfall usw.

Solange lediglich die Relativwerte eines Patienten von Interesse sind, ist die anfängliche Körperhaltung belanglos, sie muß bei Kontrollmessungen jedoch auf jeden Fall beibehalten werden. Um vergleichbare und damit allgemein gültige Meßwerte zu gewinnen, ist die horizontale Rückenlage erforderlich.

Der ZVD und seine Einordnung in die übrigen Kreislaufparameter:

In nicht wenigen Fällen wird das klinische Erscheinungsbild in Verbindung mit Veränderungen des ZVD zur Diagnostik ausreichend sein und auch die Beurteilung der Wirksamkeit therapeutischer Maßnahmen ohne weiteres zulassen. Dagegen können u. U. vorliegende "normale" bis leicht erhöhte Druckwerte bei bestehender Herzinsuffizienz eine Hypovolämie verschleiern, so daß hierbei Pulsfrequenz und -qualität, sowie arterieller Blutdruck aufschlußreicher sind. Keine direkte Auskunft kann der ZVD über den Zustand des linken Herzens geben, solange die Insuffizienz nicht so

ausgeprägt ist, daß es über den Lungenkreislauf zu einem Druckanstieg im rechten Herzen kommt. Allgemein ist jede Diskordanz von Puls, arteriellem und zentral-venösem Druck verdächtig. Im Vergleich mit den übrigen Kreislaufgrößen reagiert der ZVD in vielen Fällen am empfindlichsten auf Kreislaufveränderungen.

Beim beginnenden Lungenödem beispielsweise beträgt nach eigenen Beobachtungen der arterielle Druckanstieg ca. 30 %, der Pulsabfall ebenfalls 30 %, während der zentral-venöse Druck Spitzenwerte von rund 300 - 400 % erreichen kann (bezogen auf Normalwerte).

Bei einem von BURRI beschriebenen Fall wurde mit Hilfe der zentralen Venendruckmessung postoperativ bei bestehendem Volumendefizit von 10 % eine latente Herzinsuffizienz (RR 115 mmHg, Puls 120/min, ZVD 16 cm WS) aufgedeckt und durch EKG als tachykardes Vorhofflimmern verifiziert.

Diese beiden Beispiele mögen die Bedeutung des ZVD für Diagnostik und Therapie unterstreichen. Cava-Katheter und zentral-venöse Druckmessung dürften in Zukunft trotz ihres größeren technischen Aufwandes einen festen Platz auf vielen Gebieten der klinischen Medizin einnehmen.

Peripherer Venendruck.

Im Anfangsstadium der Entwicklung nahm die periphere Venendruckmessung in gewisser Weise eine konkurrierende Stellung gegenüber der zentral-venösen Meßmethode ein. Vor allem wegen ihres geringeren technischen Aufwandes unter Verzicht auf die Katheterisierung wird sie auch heute noch als nützliches Hilfsmittel propagiert (FEURSTEIN).

In erster Näherung ist der periphere Venendruck mit dem zentral-venösen Geschehen korrelierbar. Das gilt jedoch nur unter physiologischen Verhältnissen und trifft daher im klinischen Alltag nur sehr bedingt zu. Jede Veränderung der Strömungsbedingungen in proximalen Venenabschnitten wie entzündliche und/oder thrombotische Prozesse, Än-

derungen des Gefäßtonus, sowie Druckänderung des umgebenden Gewebes, führt zu einer Verfälschung der damit gewonnenen Ergebnisse. Darüber hinaus sind die Meßwerte nach WINSOR vom Ort der Messung abhängig (äußerer Null-Punkt in der Mitte des Thoraxdurchmessers):

v. jugularis	8,0 cm WS
v. cephalica (OA)	7,8 cm WS
v. cubitalis	13,2 cm WS
v. ceph. (Hand)	14,1 cm WS
v. saph. magna (OS)	12,0 cm WS
v. saph. magna (US)	15,1 cm WS
v. saph. (Fuß)	17,2 cm WS

Wie BURRI anhand von Tierversuchen nachweisen konnte, verhalten sich die Differenzwerte zwischen zentral-venösem und peripherem Druck erwartungsgemäß inkonstant, was bedeutet, daß die Reaktion des ZVD auf sich ändernde Kreislaufverhältnisse spontaner erfolgt.

Unter Berücksichtigung dieser Faktoren ist der peripheren Venendruckmessung für Diagnose und Therapie nur ein begrenzter Wert beizumessen. Sie erfordert wegen der häufig notwendigen Extrapolation möglicher Störfaktoren in dieser Hinsicht weit mehr Erfahrung als die zentral-venöse Druckmessung. Setzt man jedoch diese Erfahrung voraus, so kann die periphere Druckmessung als grobe Orientierungshilfe u. U. nützlich sein.

Zusammenfassung.

Überwiegend anhand von Angaben aus der Literatur wurde versucht, durch Gegenüberstellung von zentral-venösem und peripherem Druckmeßverfahren einen kurzen Überblick über die klinische Relevanz beider Methoden zu geben. Dabei wurde hervorgehoben, daß der ZVD ungeachtet seines größeren technischen Aufwandes bei sinnvoller Einordnung in die übrigen Kreislaufgrößen eine ebenso rasche wie zuverlässige Orientierung über das Gesamtkreislaufgeschehen vermittelt. In nicht wenigen Fällen ist der ZVD als die entschei-

dende Kreislaufgröße anzusehen. In diesem Zusammenhang wurde auf das Meßverfahren zur Ermittlung des ZVD näher eingegangen. Demgegenüber kann der peripheren Venendruckmessung wegen ihrer weit größeren Störanfälligkeit einerseits und der trägeren Reaktion des peripheren Drucks auf Veränderungen der Kreislaufverhältnisse andererseits nur ein begrenzter Wert für klinische Diagnostik und Therapie beigemessen werden.

TEIL III.

KOMPLIZIERTERE TECHNISCHE APPARATUREN UND ZUSATZGERÄTE ZUR INTRAVENÖSEN INFUSION.

Konstante Dosierung und kontinuierlicher flow ist die eine, ständige Überwachung und Kontrolle die andere unabdingbare Voraussetzung für eine störungsfreie Infusion.

Wie dem Ergebnis der Meinungsumfrage aus Teil I der vorliegenden Arbeit zu entnehmen ist, besteht ein überwiegendes Interesse an Geräten, welche diese Voraussetzungen vollautomatisch erfüllen und damit gleichzeitig dem Sicherheitsbedürfnis von Patient und medizinischem Personal Rechnung tragen. Die folgenden Kapitel stellen eine Auswahl dar aus der Vielfalt technischer Möglichkeiten und geben zugleich einen Überblick über die einzelnen Stufen auf dem Wege zum elektronisch geregelten Infusionsautomaten.

1. Drosselgeräte und Drosselvorsätze.

Das Prinzip der Drosselgeräte und -vorsätze ist dasselbe: durch Widerstandserhöhung im Infusionsleitungssystem vermittels Engpaß wird die maximale Flüssigkeitszufuhr in Abhängigkeit des hydrostatischen Druckpotentials begrenzt (die Geräte werden am distalen Ende des Infusionsschlauches angeschlossen). Wie ein Vergleich der Abb. 75 und 76 zeigt, unterscheiden sich die beiden Vorrichtungen im wesentlichen nur in der Weglänge des Engpasses.

Beschreibung der Geräte.

1.1 Drosselgerät (Abb. 75).

Kleinelumiger PVC-Schlauch 1 spiralenförmig gewickelt, Gesamtlänge je nach Ausführung zwischen 50 cm und 1 m. An einem Ende Rekordansatzstück 2 mit Schutzkappe 3, am ande-

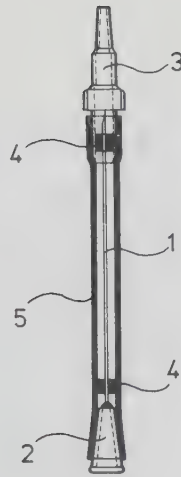
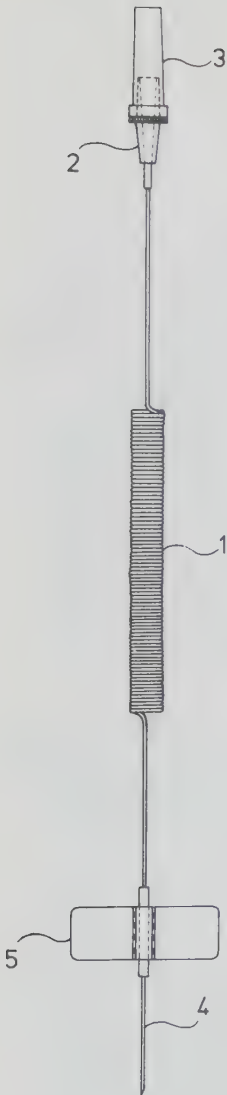


Abbildung 76

ren Ende je nach Ausführung entweder Schlauchanschlußstück oder direkt angesetzte Hohl-
nadel 4 mit Kunststoffflügel 5 zur Auflage und Fixierung der Nadel auf der Haut. Strömungs-
richtung von 2 nach 4. Die in der Abbildung dargestellte Form dient der intravenösen Flüssig-
keitszufuhr beim Säugling.

1.2 Drosselvorsatz (Abb. 76)

Kleinkalibrigre Einmalkantile 1, Länge ca. 5 cm, mit Rekordan-
satz 2 in Latexschlauchstück 5

Abbildung 75

eingehüllt und durch Silikonkautschukscheiben 4 an beiden Enden gehalten, mündet in das Schlauchanschlußstück 3. Das Latexschlauchstück 5 ist über Rekordansatz 2 und Schlauchanschlußstück 3 gezogen; Strömungsrichtung von 2 nach 3.

Untersuchungen zur Funktion der Geräte.

1. Ermittlung der Streuung der Arbeitsbereiche bei Geräten gleichen Typs.

Bei je 12 Geräten eines Typs (Drosselgerät B 25/60 und Drosselvorsatz 2/3) wurden ausgehend von den in den Gerätebeschreibungen enthaltenen Diagrammen (Ordinate: Druckhöhe in cm WS; Abszisse: Durchflußrate in ml/h bzw. Tropfen/min) Anfangs- und Endpunkt, sowie ein dazwischensliegender Punkt auf der Ordinate herausgegriffen.

Bei entsprechend eingestelltem Druckgefälle wurde die daraus resultierende Tropffrequenz gemessen. Zur Sicherung des Ergebnisses wurde jeweils eine Kontrollmessung mit veränderter Druckhöhe vorgenommen. Die Resultate wurden in die Diagramme eingezeichnet. Aus den Differenzbeträgen der Endpunkte der vorgegebenen (Sollwert) und der im Versuch ermittelten Kurve (Istwert) wurde nach Mittelung die prozentuale Abweichung vom Sollwert errechnet und daraus die maximale und mittlere Streuung innerhalb einer Meßreihe. Bei diesen wie den folgenden reinen Durchströmungsversuchen wurde jeweils dieselbe Tropfkammer verwendet (Infusionsgerät R 61 pfrimmer). Als "Infusionslösung" diente aqua dest.

2. Untersuchung auf Konstanz der Tropfgeschwindigkeit.

Jedes der in der 1. Versuchsreihe getesteten Geräte wurde auf ca. 10 Tropfen/min (Drosselgerät) bzw. 20 Tropfen/min (Drosselvorsatz) eingestellt und die Tropfgeschwindigkeit innerhalb von 12 Stunden in 3stündigen Abständen gemessen. Die Füllungskapazität der Infusionsflaschen betrug 1.000 ml.

Ergebnisse.

1. Die maximale Streuung der Arbeitsbereiche beträgt bei den Drosselgeräten ca. 20 %, bei den Drosselvorsätzen 35 %, die mittleren Werte liegen bei 9 % bzw. 16 %.
2. Die Kennlinie der Geräte (vgl. S.82 ff.) ist unter Berücksichtigung des Druckabfalls durch Absinken des Flüss-

sigkeitsspiegels in der Vorratsflasche eine Gerade, die parallel zur X-Achse verläuft, d. h., die Durchflußgeschwindigkeit bleibt über 12 Stunden hinweg konstant.

Folgerungen.

1. Die Streuung der Arbeitsbereiche der Geräte beruht im wesentlichen auf fabrikationstechnischen sowie vor allem materialbedingten Mängeln, denen jedoch für die klinische Praxis nur eine sehr untergeordnete Bedeutung zukommt, da jedes Gerät individuell gehandhabt werden und der vorgegebene Arbeitsbereich dabei zumindest als grober Anhalt dienen kann.
2. Die im Versuch mit aqua dest. erzielte Konstanz der Durchfluß(Tropf-)geschwindigkeit kann auch für normale Infusionslösungen über Zeiträume von 2 - 4 Stunden garantiert werden, zumal im unteren Bereich der Dosierung, wobei der Druckverlust durch Absinken des Flüssigkeitsspiegels zu vernachlässigen ist. Dies trifft jedoch nur für Infusionsflaschen mit 500 - 1.000 ml Füllungskapazität zu. Befindet sich dagegen zwischen Flasche und Infusionsbesteck ein Dosierzylinder geringerer Füllungskapazität ("Babydosimeter"), so wird eine Kontrolle der Tropffrequenz in etwa 1stündigen Abständen erforderlich.
3. Werden kristalloide oder höher konzentrierte Zuckerlösungen mit extrem niedriger Einlaufgeschwindigkeit über mehr als 4 Stunden appliziert, so muß mit einer Verringerung der Durchflußrate durch Kristallbildung am Einlaufstutzen der Tropfkammer und am Überleitungssystem unmittelbar vor dem Engpaßbereich der Geräte gerechnet werden. Entsprechende Versuche mit 0,9 %iger Kochsalzlösung bzw. Glucose 20 ergaben nach 12 Stunden ein Absinken der Durchflußrate bis 10 %. Da sich jedoch in der Praxis Schwankungen von ± 5 % selbst über längere Zeiträume hinweg auch beim Säugling kaum negativ auswirken, bedeutet der Einsatz der Geräte eine wesentliche Sicherung gegen Über- bzw. Unterdosierung. Bei der Fixierung

der Drosselgeräte ist besondere Sorgfalt angezeigt, damit eine Knickbildung des feinen PVC-Schlauches vor oder hinter der Spirale ausgeschlossen werden kann.

Anmerkung: Die Drosselvorsätze sind vorübergehend aus dem Verkehr gezogen, nachdem es vereinzelt zu Komplikationen durch abdriftende Nadeln gekommen war, die entweder abgebrochen waren oder sich aus der Kunststoffverankerung des Rekordansatzes gelöst hatten.

2. Elektromechanische Dosierpumpen.

2.1 Kolbenpumpe (Abb. 77).

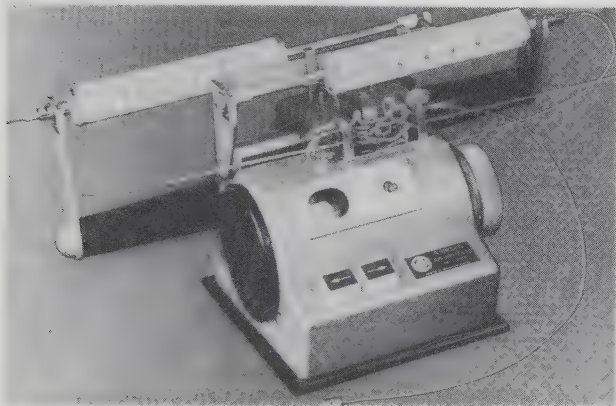


Abbildung 77

Prinzip.

Ein Synchronmotor treibt über ein mehrstufiges Getriebe eine Zahnstange, an deren freien abgewinkelten Ende eine Kolbenstange befestigt ist. In gleicher Höhe ist gegenüberliegend ein Dosierzylinder angebracht, in welchem sich der Kolben bewegt. Im Dosierzylinder ist Infusionsflüssigkeit enthalten, die über ein herkömmliches Schlauchsystem übertragen wird. Die Kolbengeschwindigkeit kann sowohl mittels Getriebe (Revolvergetriebe) mechanisch als auch durch Veränderung der Motorgeschwindigkeit zusätzlich elektrisch gesteuert werden. Daraus ergeben sich für die Dosierung mehrere Möglichkeiten:

1. Die Genauigkeit der Dosierung ist bei gleichbleibender Kolbengeschwindigkeit abhängig von der Querschnittsfläche des Dosierzylinders (und Kolbens): je kleiner, desto präziser.

2. Die Infusionsgeschwindigkeit ist abhängig von der Kolbengeschwindigkeit und vom Querschnitt des Dosierzylinders: je größer, desto schneller.

Darüber hinaus ist dieses System vielfältig ausbaufähig: Durch Verwendung mehrerer über denselben Zahnstangentrieb betätigter Dosierspritzen können gleichzeitig mehrere Infusionen angeschlossen werden. Da die Füllungskapazität der Spritzen in praxi mit 5 - 50 ml begrenzt ist, kann bei Verwendung zweier gegenläufiger Schubmechanismen (Abb. 77) in einem Arbeitsgang infundiert und aus einem Vorratsbehälter nachgesaugt werden. Die Umsteuerung, d. h., die Wiederholung desselben Vorgangs in umgekehrter Anordnung, erfolgt über einen Ventilmechanismus nach Umschaltung des Motors auf Rück- bzw. Vorlauf.

Vorteile des Systems.

1. Exakte Reproduzierbarkeit (Wiederholungsfehler $\pm 0,1\%$) beliebig kleiner Fördermengen über längere Zeitintervalle zur parenteralen Ernährung Frühgeborener, sowie zur Infusion differenter Medikamente; daneben Einsatzmöglichkeit bei Clearance-Testen und zur Kontrastmittelinfusion zur Durchführung der Lymphangiographie.
2. Überwindung von Gegendrücken bis 400 bzw. 1.000 mm Hg (intraarterielle Infusion!).

Nachteile.

1. Paravasale Infusion muß beträchtliche Ausmaße annehmen, bis der Gegendruck-Grenzwert der Geräte (5,4 bzw. 13,5 mWS!) erreicht wird, der zur automatischen Abschaltung der Pumpe und damit zur Unterbrechung der Infusion führt.

2. Relativ großer Arbeitsaufwand vor Anlegen einer Infusion, besonders aber danach durch Reinigung und Sterilisation der Spezialspritzen, sowie Teilen des zu- und/oder ableitenden Schlauchsystems, vor allem im Bereich des Ventilmechanismus erforderlich.

Die Gegendrucktoleranz der Pumpen beruht auf dem mechanischen Prinzip der Rutschkupplung: Motor und Getriebe werden an einer Stelle durch zwei aneinanderliegende Stirnscheiben überbrückt. Die Berührungsfläche der Scheiben bestimmt in erster Linie die Toleranzgrenze. Die Scheiben können zusätzlich durch Federdruck aneinandergedreht sein. Verringert man die wirksame Fläche der Scheiben und lagert eine Druckfeder an ihren beiden Enden axial gleitend zwischen eine der beiden Scheiben und den Stempel einer koaxial drehbaren Gewindestange, so kann man den Anpreßdruck der Feder über diese Gewindestange variieren und damit die Gegendrucktoleranz der Pumpe. Damit wäre für alle in Frage kommenden Infusionsarten der maximale Gegendruck einstellbar, über den hinaus die Pumpe sich abschaltet, so daß eine paravasale Infusion in Grenzen gehalten würde.

2.2 Elektromechanische Rollenpumpen.

Der Begriff der Rollenpumpe ist in der Technik verhältnismäßig neu. Die Rollenpumpe läßt sich in die sogenannten Peristaltikpumpen (s. dort) einordnen, wenn auch im Gegensatz zur echten Peristaltik die Förderung im Endeffekt nicht schubweise erfolgt, sondern nahezu kontinuierlich.

Prinzip.

Ein flexibler Schlauch wird in eine drehbare Vorrichtung tangential eingespannt, die über exzentrisch gelagerte Rollen verfügt. Im Bereich der Rollen wird der Schlauch zusammengequetscht und damit sein Lumen an diesen Stellen

verschlossen. Da sich die Rollen entlang des fixierten Schlauchabschnittes bewegen, wird Flüssigkeit, die sich im Zwischenraum zweier Rollen im Schlauch befindet, in Drehrichtung der rotierenden Scheibe, auf oder in welcher die Rollen gelagert sind, im Schlauch weitertransportiert. Dadurch wird ein Saug-Pumpeffekt erzielt.

Die Funktion der Rollenpumpen wird anhand der Abb. 78 näher erläutert.

Ein flexibler mit Flüssigkeit gefüllter (PVC-)Schlauch 1 ist zwischen eine Drehscheibe 3 und ein dazu spangenförmig angeordnetes Widerlager 4 eingespannt. Je zwei einander gegenüberliegende Rollen 2 sind in der Drehscheibe 3 so gelagert, daß ihr freier Rand den Schlauch 1 gerade zusammenquetscht. Die Rollen 2 rotieren dabei in Bezug

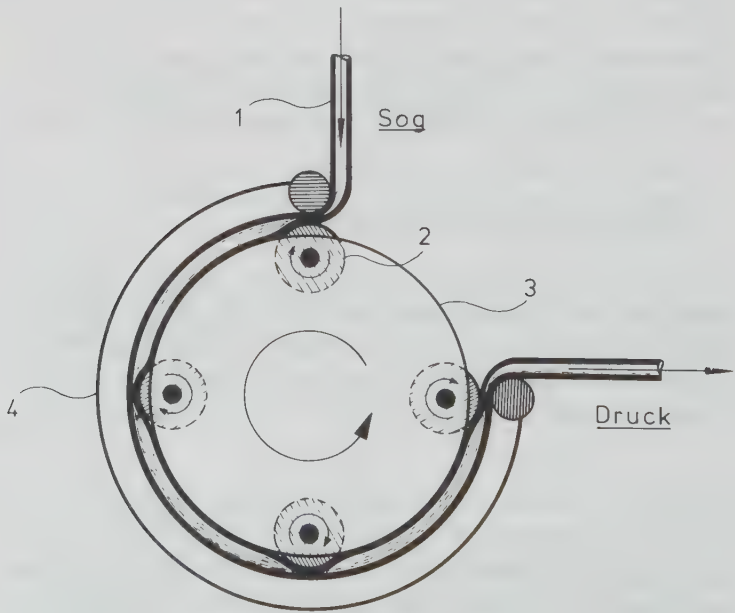


Abbildung 78

auf die Drehscheibe 3 gegensinnig. Flüssigkeit, die sich im Schlauch zwischen zwei Rollen befindet, wird in Drehrichtung der Scheibe 3 im Schlauch weitertransportiert. Dadurch wird aus dem zuleitenden Schlauchschenkel Flüssigkeit nachgesaugt und in den ableitenden Schenkel gepumpt. Der maximale Förderdruck ist vom Anpreßdruck der Rollen gegen das Widerlager und der Dehnbarkeit des Schlauchmaterials abhängig. Er liegt bei ca. 300 mmHg.

Zu der in Abb. 78 dargestellten Konstruktion gibt es verschiedene Varianten, von denen eine kurz skizziert werden soll.

Hierbei wird auf ein Widerlager verzichtet. Statt dessen wird ein Silikon-Kautschuk-Schlauch von zwei außerhalb der Drehscheibe angeordneten Fixierungspunkten aus über drei Rollen gespannt, die auf der Scheibe so angeordnet sind, daß sie ein gleichseitiges Dreieck bilden. Dadurch wird der Schlauch im Bereich der Rollen ebenso gequetscht, als wenn er gegen ein Widerlager gepreßt würde. Der Schlauch ist nach entsprechender Reinigung und Sterilisation mehrfach verwendbar und hält nach Angabe des Herstellers ca. 2.000 Betriebsstunden. Der zum Infusionsbesteck gehörige PVC-Schlauch muß bei dieser Ausführung im Gegensatz zur ersten in einen zuleitenden und einen ableitenden Schenkel geteilt und die beiden Schlauchschenkel an den Fixierungspunkten des Silikon-Kautschuk-Schlauches mit diesem verbunden werden.

Dem Drehscheibenantrieb liegt in beiden Fällen im wesentlichen dasselbe Konstruktionsprinzip zugrunde wie bei der Kolbenpumpe: getriebeuntersetzter Synchronmotor mit elektronisch stabilisierter Vorspannung. Die Steuerung der Fördermenge erfolgt sowohl elektrisch wie mechanisch.

Der Vorteil der Rollenpumpen beruht gegenüber den Kolbenpumpen in erster Linie auf ihrer einfacheren Handhabung und der Arbeitserleichterung, die sich aus dem geringeren Reinigungs- und Sterilisationsaufwand nach einer Infusion ergibt. Der Dosierungsfehler liegt bei $\pm 1\%$ und ist damit für die klinische Praxis ohne Bedeutung.

3. Elektronische Infusionsüberwachungsgeräte.

3.1 Elektronische Steuergeräte.

Steuerung kann als die Einwirkung einer Information auf einen Energiefluß definiert werden (KÜPFMÜLLER). Auf die Infusionstechnik angewandt bedeutet dies: der Energiefluß, nämlich die Durchflußrate, meßbar aus Tropfenvolumen und Tropffrequenz, liefert dem Beobachter in erster Näherung drei mögliche Informationen:

1. Tropffrequenz weder zu groß noch zu klein
2. Tropffrequenz größer als erforderlich
3. Tropffrequenz kleiner als erforderlich.

Im ersten Fall bleibt die Information ohne Wirkung auf den Energiefluß, im zweiten Fall muß durch Änderung des Schlauchquerschnitts die Tropffrequenz verringert, im dritten Fall vergrößert werden. Beide Korrekturen sind Steuerungsvorgänge, denn das System bleibt nach der Korrektur sich selbst überlassen.

Dazu noch ein weiteres Beispiel:

Beobachtet man den Flüssigkeitsspiegel in der Tropfkammer gegen Ende einer Infusion, so stellt man fest, daß der Spiegel solange seine ursprüngliche Höhe beibehält, bis der Flüssigkeitsvorrat in der Infusionsflasche aufgebraucht ist. Danach beginnt er kontinuierlich abzufallen, bis schließlich die Tropfkammer leer ist. Um zu verhindern, daß sich das Leitungssystem entleert, muß die Schlauchklemme vorher verschlossen werden. Beide Vorgänge gehören zum Aufgabenbereich der elektronischen Steuergeräte.

Eine fotoelektrische Abtastvorrichtung (Abb. 79) "beobachtet" den Flüssigkeitsspiegel in der Tropfkammer bzw. die Tropffrequenz. Ist der Flüssigkeitsvorrat der Infusionsflasche aufgebraucht, so wird entweder unmittelbar nach dem letzten Tropfen oder mit absinkendem Flüssigkeitsspiegel ein optischer und/oder akustischer Alarm



Abbildung 79

ausgelöst. Gleichzeitig damit kann der Infusionsschlauch z. B. elektromagnetisch abgeklemmt werden. Kommt die Infusion vor ihrem eigentlichen Ende aus irgendeinem Grund (abgeknickter Schlauch, verstopfte Kanüle oder verschlossene Vene) zum Stehen bzw. verringert sich aus einer der vorgenannten Ursachen die Tropffrequenz, so wird ebenfalls alarmiert. Hierbei würde allerdings die Beobachtung des Flüssigkeitsspiegels der Tropfkammer wenig nützen, weshalb von guten Steuerge-

räten die Frequenzabtastung und -analyse zu fordern ist.

Das Problem der Frequenzanalyse wird elektronisch dadurch gelöst, daß die Einzellichtimpulse der Tropfen von einem fotoelektrischen Element in Spannungsimpulse (spikes) umgewandelt, anschließend verstärkt und zu Rechteckimpulsen definierter Amplitude umgeformt werden. Danach erfolgt deren Integration über eine RC-Stufe, d. h., die Impulse werden in einem Kondensator addiert und das sich anhand der mittels Widerstandseinstellung vorwählbaren Entladungszeit des Kondensators ergebende frequenzabhängige Spannungspotential mit dem Niveau einer Begrenzerstufe verglichen.

Eine Verringerung der Tropffrequenz infolge äußerer Einflüsse hat ein Absinken des Kondensatorpotentials zur Folge. Wenn die Kondensatorspannung das Niveau der Begrenzerstufe unterschreitet, werden die Steuerungsvorgänge ausgelöst.

3.2 Elektronisch geregelte Infusionsautomaten.

Allgemeines.

Im Gegensatz zur Steuerung besitzt die Regelung eine Rückkoppelung (feed back-Mechanismus), d. h., das einmal eingestellte Energieniveau (Sollwert) unterliegt der ständigen Kontrolle eines Meßfühlers. Unzulässige Veränderungen des Sollwertes werden vom Regler analysiert und von einem Stellglied korrigiert. Jede Korrektur wird wiederum auf ihre Effizienz kontrolliert und erforderlichenfalls erneut solange nachkorrigiert, bis Ist- und Sollwert übereinstimmen. Abb. 80 zeigt einen derartigen Regelkreis in allgemeiner Darstellungsform.

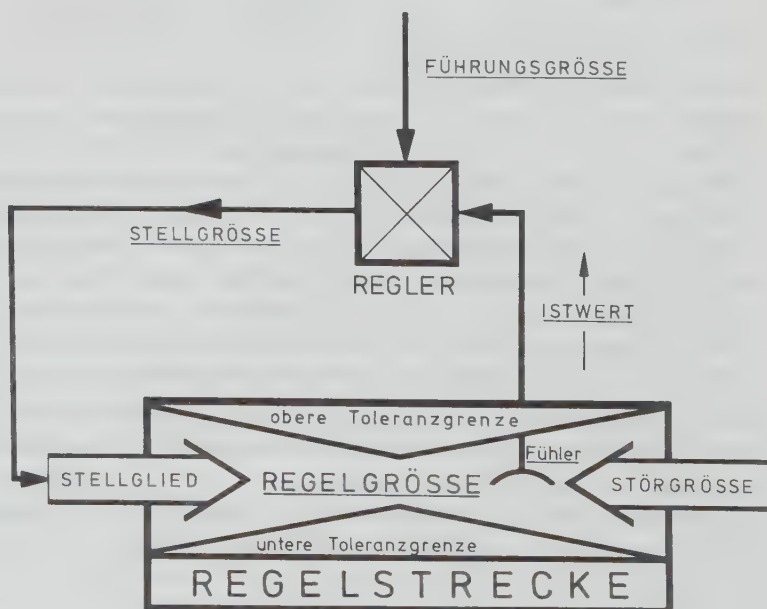


Abbildung 80

Danach entspricht der Regelgröße die Durchflußrate, die innerhalb gewisser Toleranzgrenzen (in der Regel $\pm 5\%$ des Sollwertes) konstant zu halten ist. Mit Hilfe der Führungsgröße wird zu Beginn der Infusion die Null-Marke, d. i. der Sollwert des Regelkreises, und damit sein Energieniveau festgelegt. Das geschieht in der Praxis beispielsweise durch Einstellung der Tropffrequenz. Der Meßfühler ermittelt laufend die tatsächlich vorliegende Frequenz (Istwert), die im Regler analysiert und mit dem Sollwert verglichen wird. Wenn die Differenz zwischen Ist- und Sollwert außerhalb der Toleranzgrenzen liegt, überträgt das Stellglied die Stellgröße auf die Regelgröße, d. h., ein Korrekturmechanismus stellt das ursprüngliche Energieniveau wieder her. Nach jeder Korrektur übermittelt der Meßfühler den neuen Istwert an den Regler, der die Information erneut auswertet und u. U. eine Zweitkorrektur vornimmt. Unter dem Einfluß von Störgrößen, d. h., äußeren Einflüssen auf die Konstanz der Durchflußrate, wird der Regelkreis in diesem Sinne immer wieder in Gang gebracht. Wenn die Nachregelung nicht mehr zum Erfolg führen kann, beispielsweise nachdem der Flüssigkeitsvorrat in der Infusionsflasche aufgebraucht ist, löst der Regler Alarm aus bei gleichzeitigem Verschluß des Leitungssystems.

Die Problematik der elektronischen Infusionsregelung liegt nicht beim Regler selbst, sondern im zuleitenden System, der Regelstrecke. Als Meßfühler wird wie bei der Steuerung die fotoelektrische Abtastung (Abb. 79) bevorzugt, die, wie bereits ausgeführt, die Tropfen als Spannungsimpulse registriert und diese weiterleitet. Damit ist die Wirksamkeit des Reglers von der Fehlergenauigkeit der Tropfkammern abhängig. Da sich die Durchflußrate aus Tropfenvolumen und Tropffrequenz errechnet, gehen Volumenabweichungen der Einlaufstutzen (Tropfenbildner) der Tropfkammern als nicht korrigierbare Fehler in die Regelung mit ein (vgl. Teil I, S. 39 ff.). Andererseits

ist zur Frequenzanalyse (s. S. 161) eine Mindestzeitspanne erforderlich, da andernfalls eine Mittelwertsberechnung nicht möglich ist. Würde diese zeitliche Mittelung der vom Meßfühler aufgenommenen Einzelimpulse (Tropfen) nicht erfolgen, so würde der Regler pausenlose und im Hinblick auf die Effizienz sinnlose Korrekturen vornehmen. Deshalb ist der Frequenzgang der Tropfkammern (vgl. Teil I, S. 49 ff.) hierbei von größerer Bedeutung. Denn je schlechter der Frequenzgang, d. h., je unregelmäßiger die Abstände zweier einander folgender Einzelimpulse, desto größere Schwierigkeiten bereitet die Mittelwertsbildung zur Frequenzanalyse. Mit anderen Worten: die Anlaufzeit des Reglers wird dadurch hinausgeschoben. Dies gilt für den gesamten Regelbereich. Daß dies nicht nur ein Schönheitsfehler ist, wird deutlich, wenn man berücksichtigt, daß bei einer mittleren Frequenz von 30 - 40 Tropfen/min die Tropfkammer bei Infusionsende nach ca. 1 - 2 min leergelaufen ist. Liegt die Anlaufzeit des Reglers darüber, so kann das Leitungssystem nicht schnell genug verschlossen und muß demzufolge später entlüftet werden, sofern erneut infundiert werden muß. Aus diesen Gründen ist eine elektronische Regelung erst dann sinnvoll, wenn die Regelstrecke (das Leitungssystem) als Fehlerquelle nahezu ausgeschlossen werden kann.

Meßfühler.

Wie bereits angedeutet, hat sich die fotoelektrische Abtastung unter den Meßfühlern durchgesetzt und zwar aus folgenden Gründen:

1. Der Fühler kommt mit der Infusionsflüssigkeit nicht in Berührung.
2. Er kann theoretisch an jeder beliebigen Stelle angebracht werden, an welcher der Flüssigkeitsstrom mittelbar oder unmittelbar meßbar ist (vgl. S. 161).

3. Die fotoelektrische Abtastung ist auf die Dauer gesehen das billigste Verfahren.

Außer der fotoelektrischen Methode kommen als Meßfühler in Betracht:

1. Zwei in die Tropfkammer hineinragende Meßelektroden, die so angebracht sind, daß der sich bildende oder fallende Tropfen den Stromkreis zwischen den Elektroden schließt und damit einen Impuls auf den Regler überträgt.
2. Akustische Fühler, der das Aufschlagen des fallenden Tropfens auf den Flüssigkeitsspiegel der Tropfkammer registriert. Er wird mit einem Saugnapf an der äußeren Kammerwand angebracht in Höhe des Flüssigkeitsspiegels.
3. Direkt im Flüssigkeitsstrom liegender Heißleiter. Hierbei handelt es sich um einen thermischen Widerstand, der aufgeheizt wird. Je nach Strömungsgeschwindigkeit wird er verschieden stark gekühlt. Damit ändert sich sein innerer Widerstand. Diese Widerstandsänderung ist ein direktes Maß für die Strömungsgeschwindigkeit und bei konstantem Strömungsquerschnitt für die Stromstärke (= Durchflußrate). Damit werden die sonst üblichen Fehlerquellen ausgeschaltet. Die Meßgenauigkeit ist ausreichend.

Nachteile des Heißleiterelements:

- für thermolabile Infusionen oder deren Bestandteile nicht verwendbar
- das gesamte Meßelement muß nach jedem Einsatz gereinigt und sterilisiert werden.

Stellglieder.

Sie sind die Korrekturmechanismen der Regelautomaten. Die Korrektur erfolgt gewöhnlich durch Drehzahlerhöhung oder -verminderung der Antriebsmotoren, sofern das Gerät über eine Pumpe verfügt. Dabei ist das Konstruktionsprinzip der Pumpe belanglos. Falls auf eine Pumpe verzichtet wird (siehe dazu S. 169), wird durch Änderung der Drehrichtung des Antriebsaggregats korrigiert. Die Stellglieder sind relativ unkritisch, da eventuell auftretende Korrekturfehler, die dem Stellglied anzulasten sind, vom Regler kompensiert werden und daher kaum Einfluß auf die Gesamtcharakteristik des Regelautomaten haben.

3.21 Elektronisch geregelte Peristaltikpumpe IVAC 501 (Abb. 81).

Auf die Darstellung des elektronischen Prinzips dieses Gerätes kann hier verzichtet werden, da es weitgehend dem eingangs Geschilderten entspricht. Interesse dagegen erweckt das Stellglied, die Peristaltik. Worum es sich dabei handelt, ist in Abb. 82 schematisch dargestellt (Querschnitt):

Der PVC-Schlauch 1 eines gewöhnlichen Infusionsbestecks wird mittels einer Druckplatte 3 gegen wellenförmig angeordnete Segmente 2 gepreßt. Der Bewegungsablauf der Peristaltik aus der eingezeichneten "Grundstellung" erfolgt in der durch die Pfeile angedeuteten Richtung in der Reihenfolge der darüberstehenden Zahlen. Man hat hierbei ziemlich exakt den Bewegungsablauf der Darmperistaltik nachgeahmt, dabei jedoch zwei Vereinfachungen vorgenommen:

1. Verzicht auf Dreidimensionalität
2. Verzicht auf zwei bei Querschnittsbetrachtung einander gegenläufige Wellen durch Anbringung der Druckplatte.

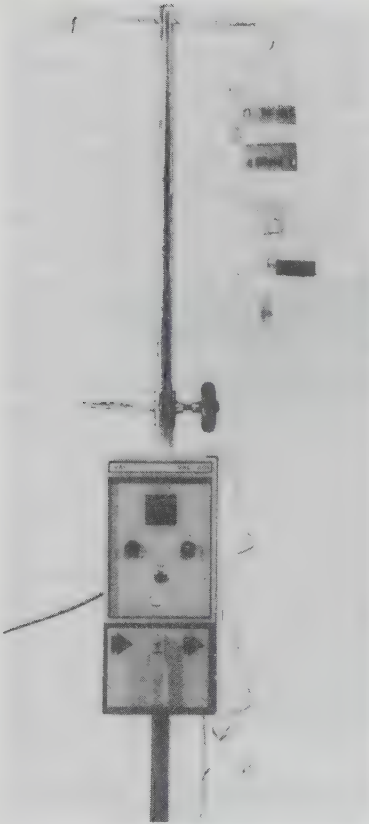


Abbildung 81

Der Bewegungsablauf der Einzelsegmente kommt rein mechanisch dadurch zustande, daß die Glieder mit einer dahinterliegenden S-förmig gebogenen Nockenwelle verbunden sind, die über Keilriemen angetrieben wird. Die Anpassung an die verschiedenen einstellbaren Tropffrequenzen erfolgt über die Drehzahl eines leistungsstarken Elektromotors. Letztere wird durch entsprechende Einstellung seiner Vorspannung elektronisch gesteuert. Die jeweils erforderliche Spannung wird aus Ist- und Sollwert der Tropffrequenz durch den Regler errechnet.

Auf den ersten Blick wäre zu erwarten, daß sich die Verwendung des üblichen PVC-Schlauches aufgrund seiner mangelnden Elastizität (siehe Teil I, S. 83 ff.) auf die Ge-

samtcharakteristik des Gerätes mit der Zeit negativ auswirkt; oder anders ausgedrückt, daß nach einer Betriebsdauer von mehreren Stunden bei Einsatz desselben Schlauches eine vom Regler nicht mehr korrigierbare Verringerung der eingestellten Tropffrequenz resultiert. Eingehende Versuche mit dem Gerät haben jedoch folgendes ergeben:

Bewegungsablauf der Peristaltik

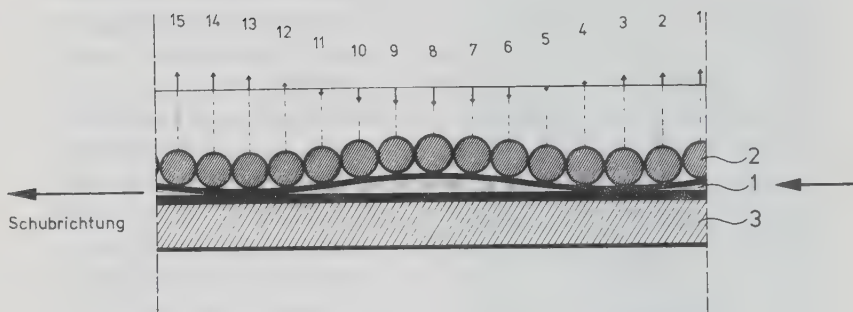


Abbildung 82

1. Die aus Tropfenvolumen und anfangs eingestellter Tropffrequenz resultierende Durchflußrate bleibt über einen Zeitraum von 24 Stunden konstant (Fehlerabweichung um 1 %).
2. Wird während dieses Zeitraumes die Tropffrequenz willkürlich variiert und die sich jeweils einstellende Durchflußrate innerhalb beliebiger Zeitabstände gemessen, so ändert sich an der Fehlerabweichung nichts, sofern man die relativ kurze differentialabhängige Anlaufzeit des Reglers berücksichtigt.
3. Beliebige vorgegebene Tropfenzahlen/min werden nach eben dieser Anlaufzeit vom Regler exakt eingestellt; dies gilt sowohl für hohe und mittlere, als auch für extrem niedrige Frequenzen (im Versuch 2 Tropfen/min).

Dieses sehr positive Ergebnis der Punkte 1 und 2 entzieht sich im Hinblick auf die oben geäußerte Befürchtung einer Erklärung nicht:

Der Schlauch wird zwar durch die Peristaltik pausenlos verformt, doch folgt auf jede Quetschungsphase eine Entspannungsphase, innerhalb derer das entsprechende Schlauchsegment durch die darin enthaltene und unter Druck weitertransportierte Flüssigkeit wieder entlastet wird, indem die einander gegenüberliegenden Schlauchflanken nahezu maximal abgespreizt werden. So waren nach Versuchsende am betroffenen Schlauchabschnitt lediglich einige von den Peristaltiksegmenten herrührende relativ geringfügige Impressionen zu erkennen, wodurch der Schlauch bei Querschnittsbetrachtung etwas verschmälert wirkte.

Abschließend kann gesagt werden, daß sich dieses Gerät ganz hervorragend für alle Aufgabenstellungen im Rahmen einer kontrollierten Infusion eignet und ausreichend schnell sowohl auf irgendwelche Unzulänglichkeiten und Fehler am Leitungssystem als auch sich intravasal einstellende Hindernisse aufmerksam macht (Alarmvorrichtung). Allerdings sollte auch hierbei berücksichtigt werden, daß die Gegendrucktoleranz des Gerätes mit 760 mmHg sehr hoch liegt und nicht variabel ist, so daß die Anzeichen einer paravasalen Infusion nur klinisch erkannt, nicht jedoch vom Gerät selbst signalisiert werden können.

3.22 Infusionsautomat mit hydrostatischer Druckregelung.

Dieses vom Verfasser bereits 1968 erstmals konzipierte Gerät wurde unter Berücksichtigung der bei einer herkömmlichen Infusion vorhandenen Gegebenheiten entwickelt, d. h., es war beabsichtigt, mit möglichst wenigen zusätzlichen Handgriffen eine elektronisch kontrollierte Infusion in Betrieb nehmen zu können.

Das Prinzip beruht, wie in Abb. 83 grob schematisch dargestellt, auf der Regelung der Tropffrequenz durch Veränderung des hydrostatischen Potentials, welches gegeben ist durch die Höhe des Flüssigkeitsspiegels in der Vorratsflasche einerseits und die Venenpunktionsstelle am Patienten

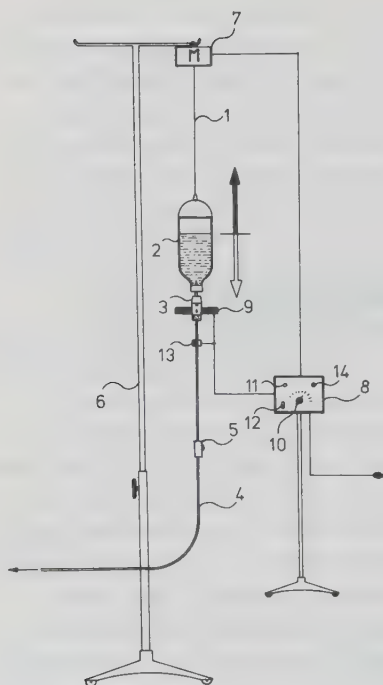


Abbildung 83

andererseits. Unter normalen Bedingungen ist mit diesem Gerät eine Veränderung des hydrostatischen Potentials um ca. 2 mWS möglich. Der elektronische Anteil des Gerätes besteht im wesentlichen aus denselben funktionellen Elementen wie die vorstehend beschriebenen Geräte, dagegen arbeitet das Stellglied grundsätzlich anders: Das an einem Schnurzug 1 hängende Infusionssystem mit Flasche 2, Tropfkammer 3, Überleitungsschlauch 4 und Schlauchklemme 5 wird durch zwei gegenläufige getriebeuntersetzte Synchronmotoren, die in einem am vollausge-

zogenen Infusionsständer 6 angehängten Gehäuse 7 untergebracht sind, gehoben oder gesenkt. Ist der vom Regler 8 durch photoelektrische Frequenzabta- stung 9 ermittelte Istwert kleiner als der Sollwert der Tropffrequenz, so wird das hydrostatische Potential durch Anheben der Flasche 2 solange vergrößert, bis Ist- und Sollwert übereinstimmen; im umgekehrten Fall sorgt das Stellglied für eine entsprechende Verringerung des Potentials. Am Regler befindet sich neben der Frequenzwählscheibe 10 eine Impulskontrolleuchte 11 und ein Kippschalter 12, der eine vom Regler unabhängige Höhenverstellung des Infusionssystems ermöglicht, sowie eine optische und

akustische Alarmvorrichtung 14, die im selben Augenblick ausgelöst wird, in dem durch äußere Einflüsse eine Fehlerkorrektur nicht mehr möglich ist. Zu Beginn einer Infusion, die in üblicher Weise vorbereitet und angeschlossen wird, stellt man die gewünschte Tropffrequenz am Regler ein und "fährt" die Infusionsflasche durch Betätigung des Kippschalters soweit herab, bis die Potentialdifferenz etwa gleich Null ist. Danach kann die bis dahin verschlossene Schlauchklemme 5 geöffnet werden. Nach kurzer Anlaufzeit stellt der Regler die durch fotoelektrische Abtastung in der Tropfkammer ermittelbare Frequenz durch Anhebung des hydrostatischen Potentials auf den zuvor festgelegten Wert ein. Nach Ende der Infusion wird der Überleitungsschlauch 4 durch einen unmittelbar unter der Tropfkammer 3 am Schlauch angebrachten Elektromagneten 10 abgeklemmt, so daß der Flüssigkeitsspiegel in der Tropfkammer erhalten bleibt. Gleichzeitig wird ein Alarmsignal ausgelöst.

Eine neuere Version dieses Regelprinzips (Abb. 84) sieht anstelle des Schnurzuges mit daranhängender Infusionsflasche einen Spezialständer vor, der eine gewisse Ähnlichkeit mit einem gewöhnlichen Infusionsständer hat, als funktionelles Element jedoch eine vertikal angeordnete Zahnstange 1 trägt. Dadurch ist es möglich, den gesamten regeltechnischen Apparat in einem Gehäuse 2 zu vereinigen, welches sich dem jeweils erforderlichen hydrostatischen Potential entsprechend an der Zahnstange auf- oder abwärts bewegt. Daraus ergeben sich unter Einbeziehung des neuentwickelten Infusionsmeßgerätes (s. Teil I, S. 75 ff.) in das System mehrere Vorteile, wie aus Abb. 84 hervorgeht:

1. Die Infusionsflasche 8 ist in einer formgerechten Vertiefung 7 im Gehäuse 2 "eingebettet".
2. Über eine seitlich am Gehäuse angebrachte Justierschraube 3 wird ein Markierungsstab 4, hinter dem sich die fotoelektrische Abtastvorrichtung (= Lichtschranke) befindet, mit einer der Eichmarken des Infusionsmeßge-

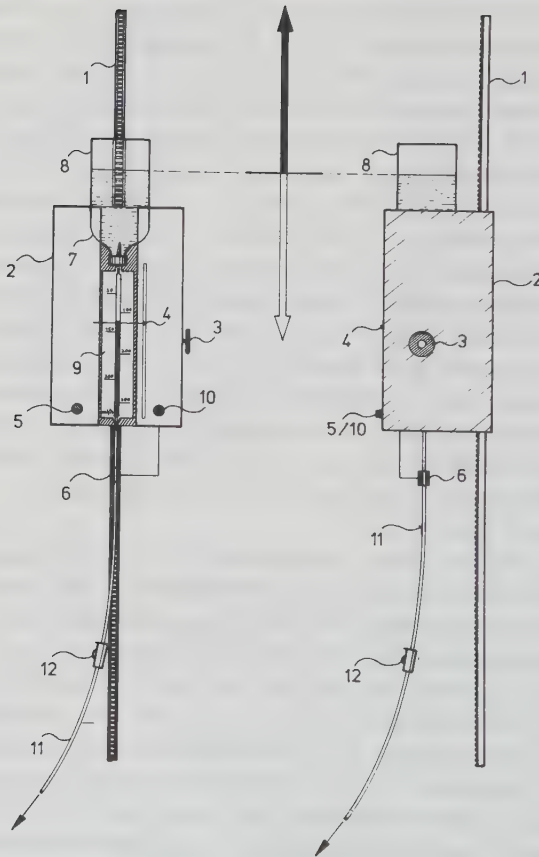


Abbildung 84

rütes 9 zu Beginn der Infusion in Deckung gebracht (der Markierungsstab bewegt sich vor der Frontplatte des Gehäuses und kann zum Einsetzen des Infusionssystems in bzw. zur Entnahme aus dem Automaten zurückgeklappt werden). Die eingestellte Eichmarke entspricht der erforder-

derlichen und vom Regler konstant zu haltenden Dosierung.

3. Die Stellglied-Einheit wird direkt von der Lichtschranke angesteuert, demzufolge ist der elektronische Anteil des Reglers auf ein Minimum beschränkt, da für die digitale Logik Impulsumformung, Integration und Begrenzerstufen im herkömmlichen Sinne fortfallen.

Erläuterung zu Punkt 3:

Eine fotoelektrische Zelle gibt in Abhängigkeit der sie treffenden Lichtintensität durch Energieumwandlung Strom ab, woraus bei konstantem Widerstand eine Spannungsänderung resultiert. Im Infusionsmeßgerät 9 befindet sich eine Schrauben-Druck-Feder, deren oberes Ende durch mehrere eng aneinander gelegte Windungen lichtundurchlässig ist. Im "federfreien" Teil des Meßzylinders tritt dagegen Licht abgesehen von Brechungseffekten ungehindert durch, während im "federführenden" Teil des Meßzylinders mit Ausnahme des Zylinderabschnitts, der gerade das obere Federende trägt, Licht nur intensitätsgeschwächt (durch Absorption an den Federspiralen) hindurchtritt. Diese Effekte können für die direkte Ansteuerung der Stellglied-Einheit durch die fotoelektrische Abtastvorrichtung ausgenützt werden. Befindet sich das obere Ende der Feder zwischen dem Meßfühler, so entsteht in der fotoelektrischen Zelle kein Strom und demzufolge ist auch keine Spannungsänderung zu erwarten, d. h., keiner der beiden Synchronmotoren wird angesteuert. Dies ist dann der Fall, wenn Ist- und Sollwert der Durchflußrate übereinstimmen. Ist der Sollwert kleiner als der Istwert, so befindet sich das obere Ende der Feder unterhalb der Lichtschranke, so daß die volle Lichtintensität auf die fotoelektrische Zelle auftrifft und demzufolge ein Spannungsanstieg meßbar wird, auf den einer der beiden Motoren reagiert und das hydrostatische Potential verringert, bis das obere Federende zwischen die Lichtschranke tritt. Wenn umgekehrt der Sollwert den Istwert übersteigt, so befindet sich das obere Federende über der Lichtschranke,

so daß infolge der jetzt reduzierten Lichtintensität die Ausgangsspannung abfällt und der andere Motor im Sinne einer Potentialvergrößerung reagiert, bis wiederum das obere Federende zwischen die Lichtschranke tritt. Auf diesem Wechselspiel beruht die Funktion des Geräts. Wenn eine Angleichung des Istwertes an den Sollwert der Durchflußrate nicht mehr möglich ist (dies betrifft sowohl die leergelaufene Infusionsflasche wie z. B. auch den terminal thrombotischen Verschluß eines Gefäßes), so wird das bis dahin in den obersten Potentialbereich "hinaufgefahrne" Gerät durch einen dafür vorgesehenen Kontakt auf "Talfahrt" umgepolt und gleichzeitig Alarm ausgelöst. Am unteren Ende der Zahnstange wird die "Talfahrt" durch einen zweiten Kontakt gestoppt und wiederum Alarm gegeben. Diese Alarmstufe ist für den Fall vorgesehen, falls sich die Verbindung zwischen Infusionsschlauch und Kanüle bzw. Katheter lösen sollte. Damit würde der Istwert beträchtlich über dem Sollwert der Durchflußrate liegen, so daß zur Korrektur das hydrostatische Druckgefälle beseitigt werden muß. Gleichzeitig mit der Auslösung des Alarmsignals 10 wird der Infusionsschlauch 11 unmittelbar unterhalb des Infusionsmeßgerätes 9 elektromagnetisch verschlossen, so daß die Flüssigkeitssäule im gesamten Leitungssystem erhalten bleibt. Mittels eines am Gerät angebrachten Startknopfes 5 kann nach Beseitigung des Fehlers oder Hindernisses bzw. nach Flaschenwechsel das Gerät erneut in Betrieb genommen werden, wobei der Elektromagnet 6 den bis dahin abgeklemmten Schlauch wieder freigibt.

Inbetriebnahme des Gerätes.

Die Infusion wird wie üblich vorbereitet, d. h., das Leitungssystem blasenfrei gefüllt und die Infusion angelegt, wobei die Schlauchklemme 12 zunächst geschlossen bleibt. Durch den auf der Frontplatte des Gerätes befindlichen breiten Spalt wird anschließend nach Aufklappen des Markierungsstabes 4 das Infusionssystem mit Flasche 8 und In-

fusionsmeßgerät 9 in den Infusionsautomaten 2 eingelegt, der sich zu diesem Zeitpunkt am unteren Ende der Zahnstange 1 in Höhe des Patienten befindet. Der Markierungsstab 4 wird wieder zurückgeklappt und mit Hilfe der Justierschraube 3 mit derjenigen Eichmarke des Infusionsmeßgerätes 9 in Deckung gebracht, die der gewünschten Dosierung entspricht. Nach Anbringung des Elektromagneten 6 am Infusionsschlauch 11 und Öffnung der Schlauchklemme 12 wird das Gerät unter Druck auf den Startknopf 5 in Gang gesetzt. Nach Infusionsende (der Automat befindet sich zu diesem Zeitpunkt wieder in "Grundstellung" am unteren Ende der Zahnstange) und bei Flaschenwechsel klappt der Markierungsstab 4 bei Entnahme der Flasche automatisch auf.

Mit der Vorstellung dieses Infusionsautomaten sollte ein Diskussionsbeitrag geliefert werden zum Thema Infusionsüberwachung. Dabei ist sich der Verfasser im klaren darüber, daß dieses Gerät zwar sowohl von der Konzeption des Gesamtsystems her als auch der damit verbundenen Einsparung an elektronischen Bauelementen gegenüber anderen Geräten gleicher Aufgabenstellung sicherlich gewisse Vorteile, vor allem finanzieller Art, bietet, daß aber andererseits eben wegen dieses Regelprinzips die bei Verwendung echter Pumpen erzielbare Druckleistung keinesfalls erbracht werden kann. Es waren in der Literatur keine Angaben darüber zu finden, ob und inwieweit hohe Gegendrucktoleranzen den ungestörten Ablauf einer Langzeitinfusion besonders begünstigen. Andererseits ist dem Verfasser auch kein Fall bekannt geworden, bei dem es primär wegen zu hohen Druckes zu einem Infusionszwischenfall gekommen ist. Allerdings legen die in Zusammenhang mit der Anwendung des Vena-Cava-Katheters beschriebenen Zwischenfälle (Gewebsnekrosen, Plexusschädigung als Folge der Aberration des Katheters in paravasale Gewebe) die Vermutung nahe, daß hierbei die zusätzliche Anwendung eines vergleichsweise hohen Überdruckes einen entsprechend negativen Einfluß im Sinne einer Eskalation ausüben dürfte.

Deshalb sind wir der Meinung, daß für intravenöse Infusionen unabhängig vom Zugangsort und bei Verwendung ausreichend weiter Kanülen und Katheter, selbst unter Berücksichtigung des intravenösen Gegendrucks (vor allem in der Peripherie) und des aufgrund verschiedener Weglängen und Kaliber von Fall zu Fall wechselnden Widerstandes, ein hydrostatisches Druckgefälle von ca. 2 mWS ausreichend ist, relativ störungsfrei zu infundieren. Denn nach unserer Überzeugung ist zur Erreichung dieses Zieles der kontinuierliche flow die entscheidende Größe. Dieser kann aber bei Einsatz einer leistungsfähigen Elektronik garantiert werden. Das gilt gleichermaßen für die langsame Infusion wie für die rasche Flüssigkeitsauffüllung zur Bekämpfung des hypovolämischen Schocks.

Die Indikationen zur intraarteriellen Infusion sind vergleichsweise selten. Hierbei liegen die Verhältnisse insoweit anders, als die Flüssigkeitszufuhr während der diastolischen Phase durch den systolischen Druck erschwert wird, so daß normalerweise ein Gegendruck zu fordern ist, der den systolischen Wert überschreitet. Was die Einsatzmöglichkeit vorstehend beschriebener Geräte zur intraarteriellen Infusion anbelangt, so kann damit selbst bei Hypertonikern der diastolische Druck überwunden und bei Verwendung eines einfachen Flatterventils der systolische Druckanstieg im Infusionsleitungssystem abgeblockt werden. Allerdings ist in diesem Fall die Leistungsbreite des Gerätes stark eingeschränkt und damit seine Einsatzfähigkeit.

Zusammenfassung.

Vorstehende Kapitel sollten einen Einblick geben in die Vielfalt der technischen Möglichkeiten zur Erzielung konstanter Durchflußraten bei der intravenösen Infusion.

Zunächst wurden zwei Zusatzgeräte vorgestellt, die, für den einmaligen Gebrauch bestimmt, die Konstanz der Strömungsgeschwindigkeit auch bei länger dauerndem Einsatz

gewährleisten. Die Dosierung selbst wird dabei durch Festlegung des hydrostatischen Potentials zu Beginn der Infusion eingestellt. Derjenige, dem sich das Problem der exakten Dosierung tagtäglich stellt, wird allerdings auf die Dauer von solchen Geräten Abstand nehmen müssen, da sie einen zusätzlichen Kostenfaktor darstellen. Hier lohnt sich die Anschaffung von Dosierspritzen bzw. Dosierpumpen, die sich bei ständigem Gebrauch rasch amortisieren und deren Fehlergenauigkeit allen klinischen Anforderungen gerecht wird. Sie stellen das Bindeglied dar zwischen der einfachen unkontrollierten und der elektronisch überwachten Infusion. Die Probleme der Infusionsüberwachung wurden ausführlich dargestellt und zunächst anhand eines einleitenden Kapitels über Steuerung und Regelung die grundsätzlichen Unterschiede beider Verfahren und ihre elektronische Realisierung erläutert. In diesem Zusammenhang wurde die Mechanik verschiedener Stellglieder untersucht und ihre Auswirkung auf die Gesamtcharakteristik des Regelkreises speziell am Beispiel der IVAC-Peristaltikpumpe geprüft. Dabei wurde hervorgehoben, daß dieses Gerät sehr zuverlässig und genau arbeitet und allen klinischen Ansprüchen Rechnung trägt.

Schließlich wurde ein vom Verfasser bereits 1968 konzipierter und inzwischen weiterentwickelter Infusionsautomat zur Diskussion gestellt, dessen Regelprinzip auf der den jeweiligen Erfordernissen entsprechenden Veränderung des hydrostatischen Potentials beruht. An dieser Stelle wurde die Frage aufgeworfen, inwieweit die hohen unveränderbaren Gegendrucktoleranzen herkömmlicher bzw. neuartiger Pumpen, welche als Stellglieder in elektronischen Regelkreisen eingebaut sind, den ungestörten Ablauf einer intravenösen Langzeitinfusion fördern bzw. hemmen. Diesbezüglich wurde die Auffassung vertreten, daß unabhängig von der Einlaufgeschwindigkeit der Infusion dem kontinuierlichen Flüssigkeitsstrom allein der maßgebliche Einfluß auf den störungsfreien Ablauf einer Infusion zukommt und bei Beachtung der in den Teilen I und II der vorliegenden Arbeit angeschnittenen Punkte alle übrigen Faktoren eine untergeordnete Rolle spielen.

Die vorliegende Arbeit wurde bewußt in drei Teile aufgliedert, von denen der erste und letzte sich fast ausschließlich mit rein technischen Belangen beschäftigt hat, während im mittleren Teil medizinische Fragestellungen im Vordergrund standen. Dies ergab sich zwangsläufig durch die Wahl der Einzelthemen, wie sie bereits durch die Meinungsumfrage und deren Ergebnis eingangs angeschnitten wurden.

In dem Bestreben, einen möglichst umfassenden Bericht aus allen Bereichen der Infusionstechnik zu geben, mußten die rein technischen Kapitel im wesentlichen ohne Abstützung auf bereits vorbekannte Veröffentlichungen abgehandelt werden. Soweit als möglich und erforderlich wurden dabei die in Patenten und Gebrauchsmustern enthaltenen Neukonstruktionen und Verbesserungen mit eingearbeitet und teilweise durch eigene Vorschläge angereichert. Damit sollte dem interessierten Leser nicht nur eine mögliche Informationsquelle erschlossen, sondern der Versuch unternommen werden, infusionstechnische Problemstellungen und deren Lösungsmöglichkeiten auf die klinische Praxis zu übertragen, d. h., dem Kliniker Anregungen zu vermitteln, die es ihm ermöglichen, aus der Kenntnis der Problematik heraus selbst zur Weiterentwicklung infusionstechnischer Geräte und Apparaturen beizutragen und damit der Industrie Maßstäbe zu setzen und nicht umgekehrt.

Im zweiten Teil der Arbeit konnte sich der Verfasser weitgehend auf hervorragende Arbeiten von BURRI und anderen Autoren abstützen, als es darum ging, die fast ausschließlich medizinischen Gesichtspunkte im Zusammenhang mit der Anwendung des Vena-Cava-Katheters und der damit verbundene diagnostischen und therapeutischen Möglichkeiten darzustellen. Dieses Kapitel war für den auf diesem Gebiet unerfahrenen Autor besonders schwierig abzuhandeln. Deshalb mußte er sich mehr oder weniger auf rein theoretische Betrachtungen beschränken, die jedoch in dieser zusammenfassenden Darstellungsform vielleicht auch dem Erfahrenen nützlich sein könnten.

In diesem Sinne hofft der Autor, daß es ihm gelungen ist, mit der vorgelegten Arbeit eine bis heute noch vorhandene Lücke zu schließen.

LITERATURVERZEICHNIS

1. BÄSSLER, R., REICHELT, A.: Die Feinstruktur der Oberfläche von Kunststoffkathetern. Infusionstherapie. Anaesth. u. Wiederbeleb. 13, 189 (1969)
2. BRAUN, U., FASSOLT, A., TESKE, H.-J.: Phlebographische Untersuchungen zur Frage der fremdkörperbedingten Thrombose beim infraclavikulären Subklavia-Katheter. Anaesthesist 11, 432 (1970)
3. BURRI, C., GASSER, D.: Der Vena-Cava-Katheter. Anaesth. u. Wiederbeleb. 54 (1971)
4. BURRI, C., MÜLLER, M.: Venendruckmessung im Tierversuch und beim chirurgischen Patienten. Anaesthesist 15, 132 (1966)
5. BURRI, C.: Der zentrale Venendruck. Wissenschaftl. Schriftenreihe Pfrimmer, 4 (1969)
6. BURRI, C. et al.: Experimentelle Grundlagen und klinische Erfahrungen bei der Venendruckmessung. Venendruckmessung. Anaesth. u. Wiederbeleb. 34, 12 (1969)
7. LA COUR, D.: Drop Size in Disposable Sets for intravenous Infusion. Acta anaesth. Scandinav. 9, 145 (1965)
8. DIETZ, H., WEYER, van de, K. H.: Venographische Untersuchungen bei Patienten mit Cava-Katheter. Infusionstherapie. Anaesth. u. Wiederbeleb. 13, 179 (1966)
9. DIN 58 362 Infusionsgeräte, Anforderungen. Dtsch. Normen (1960)
10. FEURSTEIN, V.: Möglichkeit und Grenzen der peripheren Venendruckmessung. Anaesth. u. Wiederbeleb. 34, 21 (1969)
11. FISCHER, F., DIETZ, H., HALMAGYI, M.: Klinische Erfahrungen mit dem Vena cava-Katheter. Infusionstherapie. Anaesth. u. Wiederbeleb. 13, 163 (1966)

12. FLANAGAN, J. P. et al.: Air embolus - a lethal complication of subclavian venipuncture.
New Engl. J. Med. 281, 489 (1969)
13. FRICK, P.: Blutgerinnung und Hämostase.
Blut, p. 412 in Siegenthaler, W.: Klinische Pathophysiologie, Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 1970
14. HENNEBERG, U., SCHRÖDER, M.: Komplikationen beim Vena cava-Katheter.
Infusionstherapie.
Anaesth. u. Wiederbeleb. 13, 156 (1966)
15. KOPP, K. F.: Die Technik der intravenösen Infusion.
Schwester 2 - 7 (1970)
16. KÜPFMÜLLER, K.: Regelungsvorgänge bei gezielten Bewegungen.
Kybernetik.
Umschau Verlag, Frankfurt/M. (1966)
17. LEWINSKY, W. J.: Fatal air embolism during insertion of CVP monitoring apparatus.
J. Amer. Med. Ass. 209, 1721 (1969)
18. MED. WORLD NEWS: Grooved Clamb may cut Slack in i. v. Tubing.
Med. World News 8, 17 (1970)
19. MORAN, J. M.: A clinical and bacteriologic study of infections associated with venous cutdowns.
New. Engl. J. Med. 272, 554 (1965)
20. MÜHLEMANN, H.: Eignung und Prüfung von Kunststoffen in der Pharmazie.
Österr. Apothekerzeitg. 48, 705 (1963)
21. OPDERBECKE, H. W.: Erfahrung mit der Anwendung eines Vena cava-Katheters zur langfristigen Infusionstherapie bei 800 Kranken.
Infusionstherapie.
Anaesth. u. Wiederbeleb. 13, 168 (1966)
22. ORESTANO, F., DIETZ, H.: Endophlebitis und Myocarditis als seltene Komplikationen bei Anwendung von Vena-cava-Kathetern.
Anaesthesist 15, 225 (1966)

23. PILZ, E.: Zwischenfälle bei intraarteriellen Injektionen.
Med. Klin. 60, 2018 (1965)
24. REICHEL, A.: Pathomorphologische Beobachtungen nach Anwendung des Vena-cava-Katheters.
Infusionstherapie.
Anaesth. u. Wiederbeleb. 13, 173 (1966)
25. REICHEL, A.: Über die Anwendung des Vena cava-Katheters aus klinischer und pathologisch-anatomischer Sicht.
Acta Neurochir. 13, 556 (1965)
26. SCHYRA, B.: Abschaltautomatik für Infusionen.
Dtsch. Ges. Wes. 30, 1406 (1970)
27. SCHYRA, B.: Pers. Mitteilung
28. WETTERER, E.: Bau und Funktion des Gefäßsystems.
p. 96 in Keidel, W.: Kurzgefaßtes Lehrbuch der Physiologie.
Goerg Thieme Verlag, Stuttgart (1967)
29. WIETHOFF, E. O.: Infusionstechnik.
Med. Klin. 61, 39, 1552 (1966)
30. WINSOR, F., BUSCH, G. E.: News of the phlebomanometer: Normal venous pressure values and a study of certain clinical aspects of venous hypertension in man.
Amer. Heart J. 4, 387 (1946)
31. ZOLLINGER, H. U.: Pathologische Anatomie.
Bd. I: Allgemeine Pathologie.
Georg Thieme Verlag, Stuttgart (1969)

BILDQUELENNACHWEIS.

- Abb. 23 aus LA COUR, D.: Drop Size in Disposable Sets for intravenous Infusion.
Acta anaesth. Scandinav. 9, 145 (1965)
- Abb. 69 aus BRAUN, U., FASSOLT, A., TESKE, H.-J.: Phlebographische Untersuchungen zur Frage der fremdkörperbedingten Thrombose beim infraclavikulären Subclavia-Katheter.
Anaesthesist 11, 432 (1970)
- Abb. 70 - 72 aus BÄSSLER, R., REICHELT, A.: Die Feinstruktur der Oberfläche von Kunststoffkathetern.
Infusionstherapie.
Anaesth. u. Wiederbeleb. 13, 189 (1969)
- Abb. 73/74 aus BURRI, C.: Der zentrale Venendruck.
Wiss. Schriftenreihe Pfrimmer 4 (1969)
- Abb. 80 nach HASSENSTEIN, B.: Forschungsbeispiele aus der biologischen Kybernetik.
Kybernetik.
Umschau Verlag Frankfurt/M. (1966)
- Sämtliche Zeichnungen und Graphiken vom Verfasser.

Herrn Professor Dr. med. E. Rügheimer gilt mein besonderer Dank für seine Hilfe und tatkräftige Unterstützung bei der Erstellung und Abfassung der vorgelegten Arbeit.

Herrn Dr. med. Kori-Lindner von der wissenschaftlichen Abteilung der Firma J. Pfrimmer & Co., Pharmazeutische Werke, Erlangen, bin ich zu großem Dank verpflichtet. Ohne seine selbstlose Hilfe und Vermittlung u. a. bei der Bereitstellung von Infusionslösungen und -geräten wäre Teil I der vorgelegten Arbeit ein Fragment geblieben.

In diesem Zusammenhang danke ich auch Herrn Dr. med. Baumbauer für manch wertvollen Rat und Hinweis.

Herrn Scheffler, ebenfalls von der Firma Pfrimmer, danke ich für die zeitweilige Überlassung der einschlägigen Patent- und Gebrauchsmusterunterlagen.

Nicht zuletzt gilt mein herzlicher Dank Frau Imgrund vom Fotolabor der Chirurgischen Klinik, deren technisches Geschick und Sorgfalt das Zustandekommen der zahlreichen Abbildungen ermöglicht haben.

LEBENS LAUF

Am 16. November 1942 wurde ich als erstes von drei Kindern der Eheleute Wilhelm und Melitta Strackharn, geb. Senske, in Berlin geboren.

1948 übersiedelten meine Eltern nach Göppingen. Dort besuchte ich von 1949 bis 1953 die Volksschule und anschließend das Hohenstaufen-Gymnasium, wo ich im Frühjahr 1963 das Abitur ablegte.

Nach zweijährigem Militärdienst wurde ich 1965 als Leutnant (ABC-Abwehr-Truppe) entlassen und begann im Sommersemester 1965 in Erlangen mit dem Medizinstudium. Hier bestand ich 1968 die Ärztliche Vorprüfung. Im Februar 1972 habe ich an der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg das Medizinische Staatsexamen bestanden.

Offsetdruck-Fotodruck

J. Hogl, 8520 Erlangen Hauptstr. 109, (Nähe Martin-Luther-Platz) Tel. 22990